

Aus dem Physiologischen Institut
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

EIN ALGORITHMUS ZUR ERKENNUNG DER P-WELLE IM
ORTHOGONALEN ELEKTROKARDIOGRAMM

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Medizin
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von
Wolf Mutschler
aus Nagold

Mainz 1975

Aus dem Physiologischen Institut
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

EIN ALGORITHMUS ZUR ERKENNUNG DER P-WELLE IM
ORTHOGONALEN ELEKTROKARDIOGRAMM

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der Medizin
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz den Medizinischen Fachbereichen

vorgelegt von
Wolf Mutschler
aus Nagold

Mainz 1975



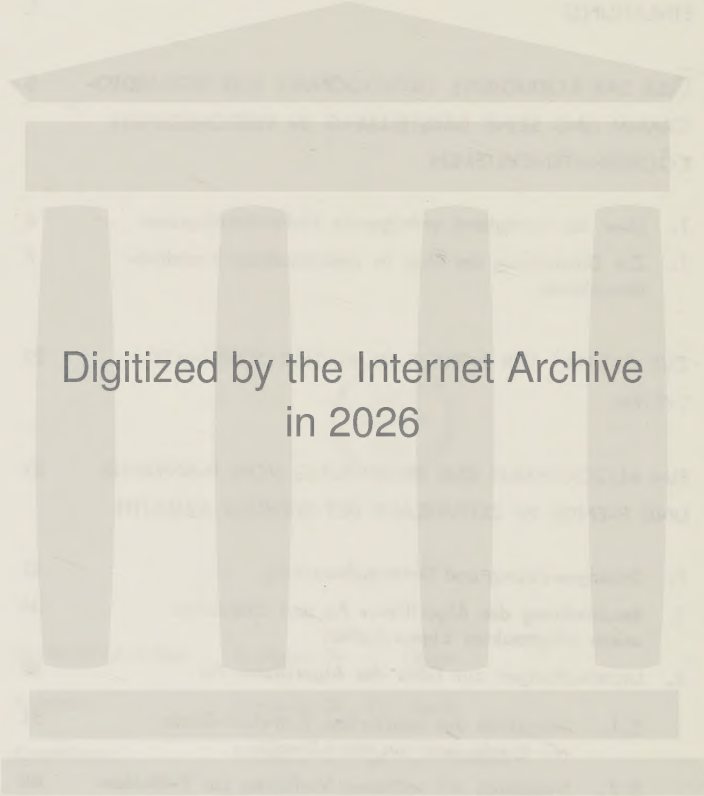
Fachbereichsdekan : Professor Dr. J. Grote

Referent : Professor Dr. O. Harth

Korreferent : Professor Dr. Dr. G. Thews

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. EINLEITUNG	1
II. ÜBER DAS KORRIGIERTE ORTHOGONALE ELEKTROKARDIOGRAMM UND SEINE DARSTELLUNG IN VERSCHIEDENEN KOORDINATENSYSTEMEN	6
1. Über das korrigierte orthogonale Elektrokardiogramm	6
2. Zur Darstellung des Ekg's in verschiedenen Koordinatensystemen	7
III. ZUR GESTALT DER P-WELLE IM KUGELKOORDINATENSYSTEM	20
IV. EIN ALGORITHMUS ZUR ERKENNUNG VON P-ANFANG UND P-ENDE IM ZEITVERLAUF DES WINKELS AZIMUTH	31
1. Datengewinnung und Datenaufbereitung	32
2. Beschreibung des Algorithmus Ap und Diskussion seiner allgemeinen Eigenschaften	34
3. Untersuchungen zur Güte des Algorithmus Ap	48
3.1. Vergleich der ermittelten P-Wellen-Daten mit Ergebnissen aus der Literatur	51
3.2. Vergleich mit weiteren Verfahren zur P-Wellen-Erkennung	68
V. SCHLUSSBETRACHTUNG	73
VI. ZUSAMMENFASSUNG	78



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554420_0125

I. EINLEITUNG

Ableitung und Aufzeichnung von Elektrokardiogrammen sind in der ärztlichen Praxis Routinemethoden von beträchtlichem diagnostischen Wert. Aus typischen Veränderungen im Elektrokardiogramm lassen sich Rückschlüsse auf funktionelle Störungen und morphologische Veränderungen der Herzmuskulatur ziehen. Dies gilt auch für den Teil des Ekg, der die Vorhoferregung abbildet und gewöhnlich als P-Welle bezeichnet wird. Änderungen von Zeit- und Amplitudengrößen der P-Welle geben wichtige diagnostische Hinweise auf einige Erkrankungen des Herzens. Zum Beispiel sind die als P dextroatriale, P sinistroatriale und P biatriale bezeichneten Veränderungen der P-Welle Ausdruck einer Vorhofdilatation und -hypertrophie, wie sie u.a. infolge kongenitaler und erworbener Herzklappenfehler oder Widerstandserhöhungen im Körper- oder Lungenkreislauf entstehen können. Ferner seien die Reizbildungsstörungen des Herzens erwähnt: Konfiguration und zeitliche Zuordnung der P-Welle zum Kammerkomplex erlauben eine Lokalisation des Reizbildungszentrums z.B. von Ersatzrhythmen und Extrasystolen. Das Erkennen einer abnormen hochfrequenten Vorhoftätigkeit, von Vorhofflimmern oder Vorhofflattern, zwingt u.U. zu sofortigen therapeutischen Maßnahmen. Schließlich hat die Untersuchung der P-Welle ihren festen Platz bei der Beurteilung von Art und Ausmaß von Überleitungsstörungen.

Bei der P-Wellen-Diagnostik müssen in besonderem Maße inter- und intraindividuelle Variabilitäten sowie durch technische Störungen bedingte Veränderungen der P-Welle in Betracht gezogen werden. Die interindividuelle Variabilität kann u.a. auf die unterschiedliche Größe und anatomische Lage der Vorhöfe im Thorax

sowie auf unterschiedliche Thoraxkonfigurationen zurückgeführt werden. In der Literatur sind erhebliche intraindividuelle Schwankungen der Dauer der P-Welle bei kontinuierlicher Registrierung über einen längeren Zeitraum bekannt (siehe z.B. CACERES, 1970). Weiterhin sind Konfigurationsänderungen der P-Welle in Abhängigkeit vom Tonus des Sympathikus und Parasymphikus festgestellt worden (Literatur z.B. bei GROSS, 1961). Diese Beispiele zeigen, daß die Vorhoferregung in ziemlich starkem Maße biologischen Schwankungen unterliegt.

Zudem wird die Aufzeichnung der P-Welle von technischen Störungen wesentlich beeinflusst. Bei der Registrierung des Ekg's treten regelmäßig Störspannungen auf, die durch Muskelkontraktion, Hautwiderstandsänderungen und Netzstrom hervorgerufen werden. Da nun während der Zeit der Vorhoferregung an der Körperoberfläche nur kleine Amplituden gemessen werden, liegt ein ungünstiges Nutz-Störspannungsverhältnis vor, so daß die Konfiguration der P-Welle erheblich verfälscht werden kann. Identifikation, Vermessung und Klassifizierung von P-Wellen sind also erschwert.

Die P-Wellen-Erkennung läßt sich verbessern durch die Wahl eines geeigneten Ableitungssystems und durch die Berechnung einer genügend großen Anzahl von Parametern zur Charakterisierung der P-Welle. Die Parameter sollen u.a. so gewählt sein, daß der Einfluß von intraindividuellen Schwankungen und von Störgrößen möglichst gering gehalten wird. Für ein ideales Ableitungssystem sollen folgende Voraussetzungen erfüllt sein: Das Ableitungssystem soll gegenüber Herzlageveränderungen und unterschiedlichen Thoraxkonfigurationen unempfindlich sein und eine gleich große effektive Ableitungsstärke für alle Ableitungen gewährleisten (PIPPER, 1958).

Ein geeignetes Ableitungssystem stellen die - unten näher beschriebenen - sogenannten korrigierten orthogonalen Ableitungssysteme dar. Sie erfüllen weitgehend die Forderungen an ein ideales Ableitungssystem, so daß Ableitungen von gleichen Ableitpunkten bei unterschiedlichen Individuen gut vergleichbar sind. Die Amplitudenreliabilität der korrigierten orthogonalen Ableitungen ist eine Voraussetzung für die sinnvolle Bearbeitung der erhaltenen Daten mit Hilfe von Rechenanlagen. Im Gegensatz zur herkömmlichen Auswertung "von Hand" ist das Ekg damit nicht nur einer phänomenologischen Beschreibung seines Bildes, sondern auch einer quantitativen Untersuchung zugänglich. Diese wiederum ist Voraussetzung zur Erlangung eines hohen Grades an Genauigkeit und Intersubjektivität bei der Beurteilung eines Ekg. Erst der Einsatz von Computern ermöglicht es, für jede elektrische Herzaktion eine genügend große Anzahl von exakt definierten Parametern zu berechnen und deren Aussagefähigkeit mit Hilfe statistischer Verfahren zu prüfen.

Die korrigierten orthogonalen Ableitungen liefern direkt die 3 kartesischen Koordinaten X, Y, Z des elektrischen Herzvektors. Ein Wechsel des Darstellungssystems bietet eine zusätzliche Möglichkeit, solche Parameter zu definieren, die zur Identifikation der P-Welle beitragen können. Denn die Aussagekraft des Ekg über den Erregungsablauf am Herzen ist auch durch die Art seiner zeitlichen und räumlichen Darstellung festgelegt. Das kartesische Koordinatensystem etwa gibt unmittelbar keinen Eindruck über den räumlichen Verlauf des Herzvektors. Betrachtet man dagegen Vektorschleifen - das ist die Raumkurve, die von der Spitze des Herzvektors innerhalb eines Herzzyklus beschrieben wird -, so erhält man zwar unmittelbar über das räumliche Verhalten des Herzvektors Auskunft, aber eine Analyse der Zeitbeziehungen einzelner Teile des Ekg ist hieraus nicht möglich. Dagegen ermöglicht das Ku-

gelkoordinatensystem einen unmittelbaren Zugang zur Analyse sowohl des räumlichen als auch des zeitlichen Verhaltens des Herzvektors. In diesem Koordinatensystem wird der Herzvektor durch die Angabe seiner Länge und jeweils zweier Winkel beschrieben. Die zeitabhängigen Änderungen dieser 3 Größen werden über einer linearen Zeitskala aufgetragen. Derselbe Vorgang - die periodische Änderung des Herzvektors - wird also in verschiedenen Koordinatensystemen in unterschiedlichen "Mustern" dargestellt, die unterschiedlich genaue Aussagen über diesen Vorgang ermöglichen.

Bisher wurde der Untersuchung der Kammererregung die größere Aufmerksamkeit gewidmet. Die große klinische Bedeutung und die geringere Störanfälligkeit des Kammerkomplexes waren die Hauptursachen dafür, daß die Erprobung von korrigierten orthogonalen Ableitungen, von Darstellungssystemen und von Auswertungsprogrammen vornehmlich am Kammerkomplex vorgenommen wurde. Der P-Wellen-Erkennung bzw. -Diagnostik wurde bisher weniger Beachtung geschenkt. Die in der klinischen Erprobung verwendeten Computerprogramme zur Ekg-Analyse enthalten zwar alle einen Programnteil für die P-Wellen-Diagnostik, doch wird auch heute immer wieder auf die Schwierigkeiten der P-Wellen-Identifikation hingewiesen (siehe z.B. MEYER, 1972).

Es scheint daher geboten, nach neuen Möglichkeiten zu suchen, den Einfluß der inter- und intraindividuellen Variabilitäten der P-Welle und der beschriebenen Störgrößen auf die P-Wellen-Konfiguration zu verringern, um damit bessere Grundlagen für eine P-Wellen-Diagnostik zu schaffen. Die Bedeutung der Wahl eines geeigneten Ableitungs- und Darstellungssystems und der Berechnung geeigneter Parameter wurde schon erwähnt. Im folgenden wird nach einer genaueren Darstellung

der korrigierten orthogonalen Ableitungen und der Beschreibung der gebräuchlichen Koordinatensysteme untersucht werden, wie sich die P-Welle von normalen Probanden im Kugelkoordinatensystem darstellt. Zur Identifikation dieser P-Wellen-Konfiguration wurde ein Algorithmus entwickelt, der auch die Berechnung von ausgewählten Parametern ermöglicht. Die Ergebnisse werden mit denjenigen Resultaten verglichen, die mit anderen Methoden der P-Wellen-Identifikation ermittelt wurden.

II. ÜBER DAS KORRIGIERTE ORTHOGONALE ELEKTROKARDIOGRAMM UND SEINE DARSTELLUNG IN VERSCHIEDENEN KOORDINATENSYSTEMEN

1. Über das korrigierte orthogonale Elektrokardiogramm

Die komplizierten Ableitungsbedingungen im kardioelektrischen Feld verhindern eine eindeutige und allgemeine mathematische Definition der Potentialfeldquelle "Herz" im Körperinnern. Die Interpretation von "Ableitungen" - darunter versteht man Spannungen, die zwischen Elektroden an zwei Punkten der Körperoberfläche gemessen werden - wird dadurch möglich, daß man Annahmen über die physikalische Natur der Quelle dieses Feldes macht. Mit einer für klinische Zwecke hinreichenden Genauigkeit wird die physiologische Stromquelle "Herz" als punktförmiger physikalischer Dipol mit zeitabhängiger Dipolstärke angesehen. Zeitabhängige Änderungen der an der Körperoberfläche gemessenen Spannung lassen sich dann als Änderungen von Richtung und Größe eines Dipolvektors ansehen. Richtung und Größe des Dipolvektors wiederum sind Abbild der momentanen Ladungsverteilung im Myokard. Der elektrische Dipolvektor - auch Herzvektor oder Momentanvektor genannt - ist als Summe von Elementarvektoren zu verstehen, die den einzelnen Myokardfasern je nach deren Erregungszustand zugeordnet sind. Die Änderung des Herzvektors (Dipolvektors) ist durch das Fortschreiten von Depolarisation bzw. Repolarisation in den Myokardteilen bestimmt.

Vergleichende Untersuchungen verschiedener (konventioneller) Ableitungssysteme, die noch vor den 50-iger Jahren konstruiert wurden, zeigten große Unterschiede für die registrierten Vektorkardiogramme. Die Diskrepanzen in Richtung und Amplitude konnten statistisch nicht systematisiert werden. Das ließ den Schluß zu, daß diese Systeme deshalb nicht exakt genug waren, weil die vektorielle Betrachtungsweise auf zu großen Vereinfachungen der tatsächlichen Verhältnisse im menschlichen Körper beruhte. Vor allem war die exzentrische Lage des Herzens im Thorax zu wenig berücksichtigt worden. Den Untersuchungen über die physikalische Natur der Stromquelle "Herz" mußte deshalb eine physikalische Analyse der Ableitungen folgen.

BURGER und v. MILAAN (1946, 1947) führten dazu den Begriff der "anatomischen Ableitungsachse" und des "effektiven Ableitungsvektors" ein. Unter der anatomischen Ableitungsachse versteht man bei bipolaren Ableitungen die Verbindungsgerade zwischen den Ableitungselektroden. Jeder anatomischen Ableitungsachse ist ein effektiver Ableitungsvektor zugeordnet. In ihn gehen die Entfernung vom Herzen, die Thoraxform und die Leitungsbedingungen des Gewebes ein.

Die effektiven Ableitungsvektoren wurden nun ermittelt durch Anlegen von Ableitungselektroden an ein geometrisch variierbares Torsomodell, in das ein kleiner elektrischer Dipol in homogener Elektrolytlösung eingebaut war (FRANK, 1954, SCHMITT, 1957).

Aus den Arbeiten der genannten Autoren ergibt sich, daß als hauptsächlichster Grund für die Verschiedenheit von anat. Ableitungssachse und effektivem Ableitungsvektor die Exzentrizität des Herzens im Thorax anzunehmen ist. Da die Lokalisation des Herzdipols von Individuum zu Individuum schwankt, ergeben sich auch unterschiedliche effektive Ableitungsvektoren für gleiche anatomische Ableitungssachsen. Konventionelle Ableitungen (die sogenannten Standardableitungen) von gleichen Punkten an der Körperoberfläche verschiedener Individuen lassen sich daher nicht gut vergleichen.

Durch die Entwicklung korrigierter orthogonaler Ableitungen konnten diese Schwierigkeiten überwunden werden. Bei Kenntnis der Zuordnung zwischen anatomischen Ableitungssachsen und zugehörigen effektiven Ableitungsvektoren werden besonders ausgewählte Ableitpunkte der Körperoberfläche über ein entsprechendes Netzwerk von Widerständen so zusammengeschaltet, daß stets 3 gleich lange und senkrecht aufeinander stehende effektive Ableitungsvektoren benutzt werden können. Die Ableitungspunkte sind so gewählt, daß interindividuell verschiedene Herzlagen nur geringen Einfluß auf die Ableitungsstärke haben. Korrigierte orthogonale Ableitungen bieten dadurch folgende Vorteile:

1. Die effektiven Ableitungsvektoren sind weitgehend konstant in Länge und Richtung, also ziemlich unempfindlich gegenüber Variationen der Herzlage und der Thoraxkonfiguration. Das erleichtert die exakte Definition von Ekg-Parametern, insbesondere auch in bezug auf die P-Welle.
2. Die effektive Ableitungsstärke ist in allen Ableitungen weitgehend gleich. Dadurch erst werden Amplitudenmessungen z.B. der P-Welle in verschiedenen Ableitungen vergleichbar.
3. Die gesamte Information über den Erregungsablauf am Herzen wird in nur 3 Ableitungen erfaßt. Das verringert den Bedarf an Speicherplatz und Rechenzeit bei der Auswertung der Ekg's mit Hilfe von Rechenanlagen.

Von den gebräuchlichen korrigierten orthogonalen Ableitungssystemen ist das System nach FRANK (1956) wegen der einfachen praktischen Handhabung am weitesten verbreitet. Man verwendet 7 Ableitelektroden, von denen 5 in Höhe des 4. bzw. 5. Interkostalraumes und 2 herzfern angelegt werden. Die herzfernen Elektroden werden auf der Stirn oder im Nacken und am linken Bein angebracht. 2 Elektroden liegen auf den beiden mittleren Axillarlinien, eine auf der Sternummitte, eine auf der Vertebraallinie und eine weitere links auf der Medio-klavikularlinie.

2. Zur Darstellung des Elektrokardiogramms in verschiedenen Koordinatensystemen

Die Meßdaten, die man mit Hilfe von korrigierten orthogonalen Ableitungen erhält, beziehen sich zwar meist auf ein kartesisches System; sie können aber durch

entsprechende Transformationen auch in anderen rechtorthogonalen Koordinatensystemen dargestellt werden. Betrachten wir den Zeitverlauf des Herzvektors während ein- und derselben Herzaktion in verschiedenen Koordinatensystemen, so ergeben sich unterschiedliche Konfigurationen der P-Welle. Ein Vergleich dieser Konfigurationen soll veranschaulichen, in welcher Darstellungsweise Identifikation und Auswertung der P-Welle am einfachsten vorgenommen werden können.

Betrachten wir zunächst die Darstellung des Herzvektors im kartesischen Koordinatensystem: Aus Abb. 1 ist die anatomische Lage des Koordinatensystems zu ersehen. Es handelt sich hier um ein rechtorthogonales Dreibein, dessen Ursprung per definitionem im "elektrischen Herzmittelpunkt" liegt. Somit entspringen alle Herzvektoren bei $(0,0,0)$. Der zeitabhängige Herzvektor $\vec{f}(t)$ kann in drei vektorielle Komponenten zerlegt werden, die zu den jeweiligen Koordinatenachsen parallel verlaufen. Das FRANKSche Ableitungssystem liefert direkt diese Komponenten $X(t)$, $Y(t)$ und $Z(t)$ von $\vec{f}(t)$. Bezeichnet man die Einheitsvektoren auf den Koordinatenachsen mit $\vec{u}_x$, $\vec{u}_y$, $\vec{u}_z$, so gilt:

$$\vec{f}(t) = X(t) \cdot \vec{u}_x + Y(t) \cdot \vec{u}_y + Z(t) \cdot \vec{u}_z$$

Der Absolutbetrag des Herzvektors, Magnitude M genannt, ist dann:

$$M(t) = |\vec{f}(t)| = \sqrt{X(t)^2 + Y(t)^2 + Z(t)^2}$$

Abb. 2 gibt den normalen zeitlichen Verlauf des Herzvektors während einer elektrischen Herzaktion in der Darstellung durch die kartesischen Koordinaten X , Y , Z wieder. Die Mehrzahl der Autoren, die Elektrokardiogramme mit Hilfe

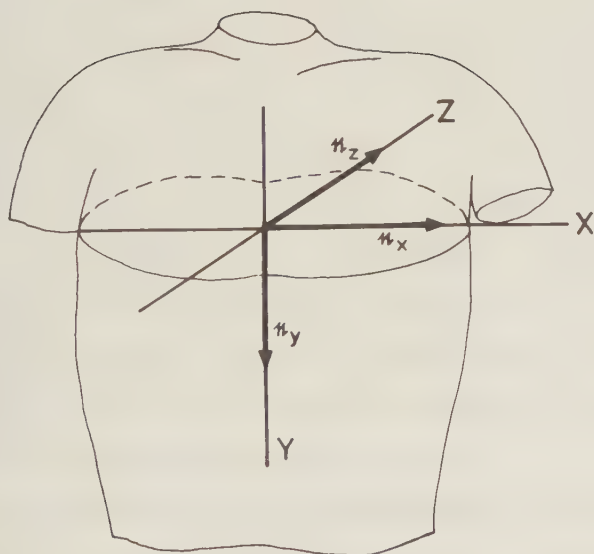


Abb. 1: Anatomische Lage des rechtsorthogonalen Koordinatensystems, auf das sich die FRANKSchen Ableitungen beziehen. Die Einheitsvektoren auf den Koordinatenachsen sind mit $\hat{x}$ bezeichnet.

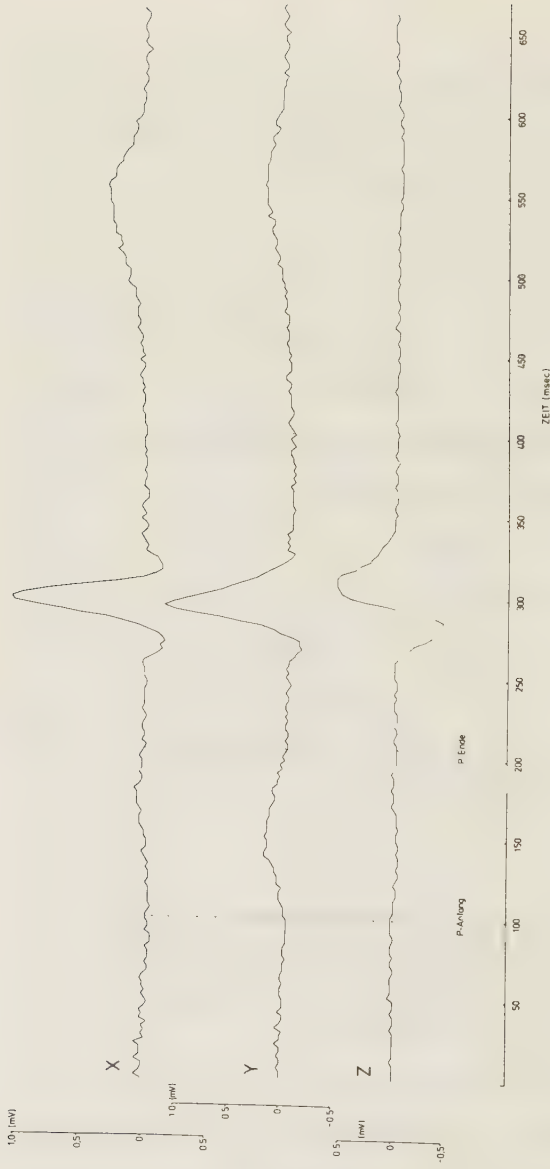


Abb. 2: Computerzeichnung des zeitlichen Verlaufs des Herzvektors während einer elektrischen Herzaktion in der Darstellung durch die kartesischen Koordinaten X, Y, Z. Der Anfang der Zeitachse ist willkürlich festgelegt. Beginn und Ende der P-Welle sind besonders gekennzeichnet.

von Computern auswerten, verwenden diese Art der Datendarstellung, da sich die meisten Berechnungen (z.B. Vektoraddition) in diesem Fall einfach durchführen lassen und die Zeitskala eine exakte Beurteilung von Zeitbeziehungen zuläßt. Was die P-Welle betrifft, so finden wir in diesem Zeitintervall zwischen dem Beginn der elektrischen Herzaktion und dem maximalen Herzvektor in X, Y, Z eine Zunahme der Amplituden in meist positiver Richtung. Gewöhnlich bezeichnet man den frühesten Beginn und das späteste Ende der Amplitudenänderung in einer der drei Ableitungen als Beginn bzw. Ende der P-Welle (siehe z.B. DRAPER et al., 1964). Es zeigt sich, daß zu diesen Zeitpunkten die Signalamplituden in der Größenordnung der Störamplituden liegen, so daß eine genaue Festlegung der P-Wellen-Konfiguration schwierig ist. Auch wird der Verlauf des Herzvektors wenig anschaulich gemacht; die räumliche Orientierung des Herzvektors ist aus der kartesischen Darstellung nicht unmittelbar ablesbar.

Eine gebräuchliche Methode, den räumlichen Verlauf des Herzvektors zu verdeutlichen, ist seine Darstellung in sogenannten Vektorschleifen. Unter einer Vektorschleife versteht man die Raumkurve, die von der Spitze des Herzvektors während einer Herzaktion beschrieben wird. Diese Raumkurve läßt sich in eine P-, eine QRS- und eine T-Schleife unterteilen. Üblicherweise zieht man zur Beurteilung der Vektorschleife deren Projektion auf drei zueinander senkrecht stehende Ebenen heran. Abb. 3a zeigt solche Projektionen auf die frontale (XY), die horizontale (XZ) und die linkssagittale (YZ) Ebene für dasselbe Elektrokardiogramm wie in Abb. 2. Da in dieser Abbildung die Beurteilung von Beginn und Ende der P-Schleife durch die Überlagerung von anderen Schleifenteilen und von

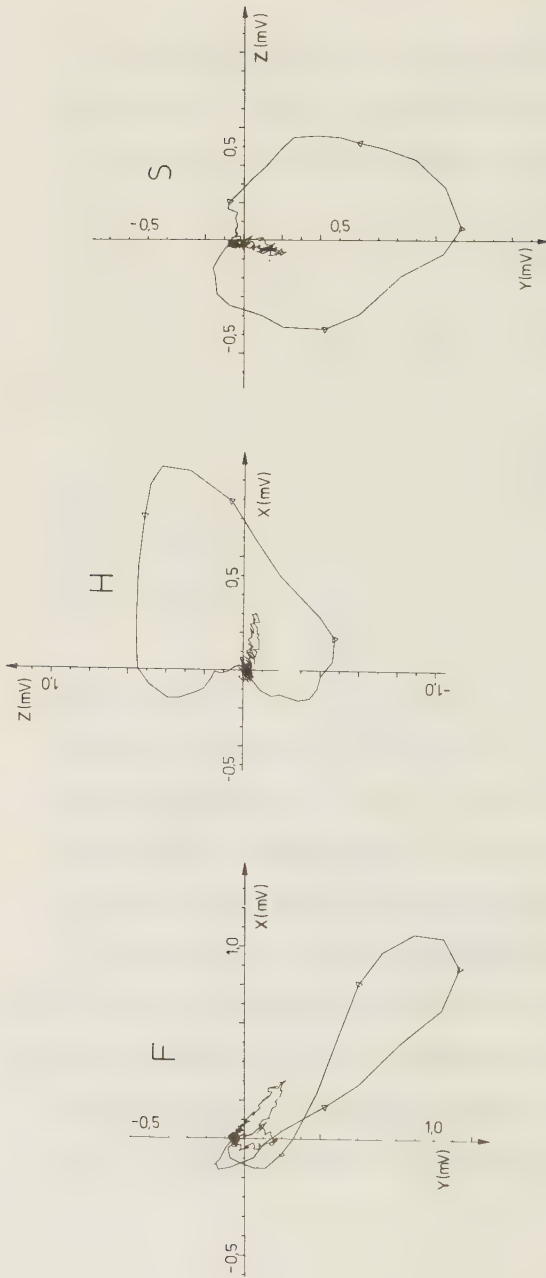
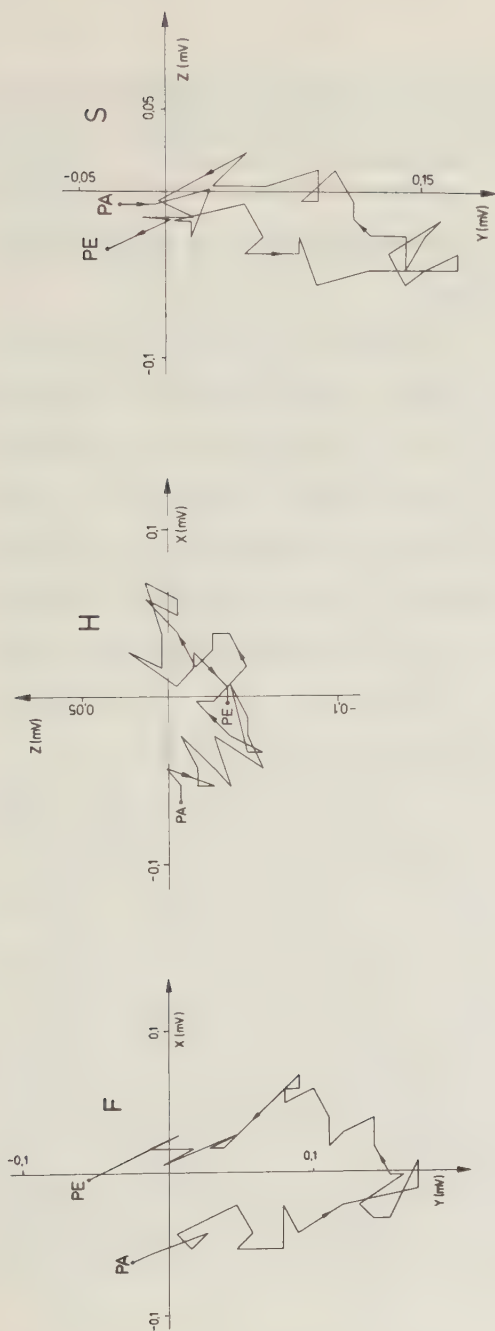


Abb. 3a: Darstellung der Raumkurve, die von der Spitze des Herzvektors während einer Herzaktion beschrieben wird (sogenannte Vektorschleife), in der Projektion auf drei zueinander senkrecht stehende Ebenen. Dabei kennzeichnet F die frontale (XY) Ebene, H die horizontale (XZ) Ebene und S die linksagittale (YZ) Ebene. Die Vektorschleife läßt sich in eine P-, eine QRS- und eine T-Schleife unterteilen. Die Pfeile kennzeichnen die Umlaufrichtung der QRS-Schleife. In dieser Computerzeichnung wurden in digitalisierter Form vorliegende Daten desselben Ekgs wie in Abb. 2 verwendet.



zeigt in vergrößerter Form die bereits in Abb. 3a dargestellte P-Schleife in der Projektion auf F, H und S. PA bezeichnet den Anfang, PE das Ende der P-Schleife. Die P-Schleife ist nicht geschlossen, was auf den Einfluß der einsetzenden Repolarisation zurückgeführt wird.

Abb. 3b:

Störspannungen sehr erschwert ist, ist in Abb. 3b die P-Schleife noch einmal gesondert dargestellt. Sie erscheint dabei als offene Schleife von geringer Weite, die in der Frontalebene nach unten rechts und dann links, in der Horizontalebene nach rechts vorne, dann nach links hinten, und in der Sagittalebene nach unten vorn bzw. hinten gerichtet ist.

Es wurde wiederholt versucht, die Bilder der Vektorschleifen durch wenige einfache Größen zu beschreiben, jedoch erscheint es in Anbetracht der geometrischen Vielfalt der Schleifen nicht möglich, die Schleifen durch solche quantitativen Parameter hinreichend genau zu charakterisieren. Ein weiterer Nachteil dieser Art der Darstellung des Herzvektors ist dadurch gegeben, daß die Zeitabhängigkeit des Herzvektors in den Schleifen nur implizit vorhanden ist, Vektorschleifen also direkt keine Auskunft über zeitliche herzphysiologische Vorgänge geben. Somit ist die Betrachtung von Vektorschleifen vor allem wertvoll bei der qualitativen Beurteilung des räumlichen Verhaltens des Herzvektors.

Schon 1956 schlugen ABILDSKOV und Mitarbeiter (unter Bezugnahme auf Arbeiten von McFEE und FRANK) eine andere Möglichkeit der Abbildung von Vektorkardiogrammen vor, die quantitative Aussagen sowohl über den räumlichen als auch den zeitlichen Verlauf des Herzvektors erlaube. Sie gingen davon aus, daß in einem räumlichen Polarkoordinatensystem der Herzvektor eindeutig durch seine Magnitude und durch zwei Winkel beschrieben werden kann. Da sich diese Größen in Abhängigkeit von der Zeit ändern, können sie über einer linearen Zeitachse dargestellt werden. Zu jedem Zeitpunkt einer elektrischen Herzaktion lassen sich dann Größe und räumliche Orientierung des Herzvektors bestimmen. ABILDSKOV et al. (1956) benutzten den Winkel, den die Projektion des Herzvektors auf die

Frontalebene (XY-Ebene) mit der positiven X-Achse und den Winkel, den die Projektion des Herzvektors auf die Horizontalebene (ZX-Ebene) mit der positiven Z-Achse bildet.

DOWER und Mitarbeiter (1965) empfahlen, neben dem in der Frontalebene laufenden Winkel den Polarwinkel θ zu verwenden; das ist der Winkel zwischen dem Herzvektor und der positiven Z-Achse. Dagegen sind in den Empfehlungen der "American Heart Association" (AHA), 1967 zur Kennzeichnung der räumlichen Orientierung des Herzvektors drei Winkel vorgeschlagen: Die Projektion des Herzvektors auf die Frontal-, Horizontal- und Sagittalebene bildet jeweils mit der zugehörigen positiven Achse den entsprechenden Winkel. Eine weitere Möglichkeit ist durch die Verwendung der Winkel Azimuth und Elevation gegeben. Nach den Empfehlungen der AHA ist der Azimuth definiert als der Winkel, den die Projektion des Herzvektors auf die Horizontalebene mit der positiven X-Achse einschließt. Als Elevation wird der Winkel zwischen dem Herzvektor und seiner Projektion auf die Horizontalebene bezeichnet.

Mit v. MENGDEN und BRODDA (1972) bevorzugen wir zur Darstellung des Herzvektors das Kugelkoordinatensystem (Abb. 4). Hierin ist der Herzvektor durch seine Magnitude M sowie durch die Winkel Azimuth φ und Elevation ϑ gekennzeichnet. Zeigt wie üblich die Z-Achse in Richtung des Nordpols der Kugel (anatomisch hinten), so läuft der Azimuth φ - der Winkel zwischen der Projektion F des Herzvektors auf die XY-Ebene und der positiven X-Achse - im Uhrzeigersinn von der positiven X-Achse aus gerechnet von 0° bis 180° (anatomisch unten) und im Gegenuhrzeigersinn von der positiven X-Achse aus gerechnet von 0° bis unter -180° (anatomisch oben). Die Elevation ist der

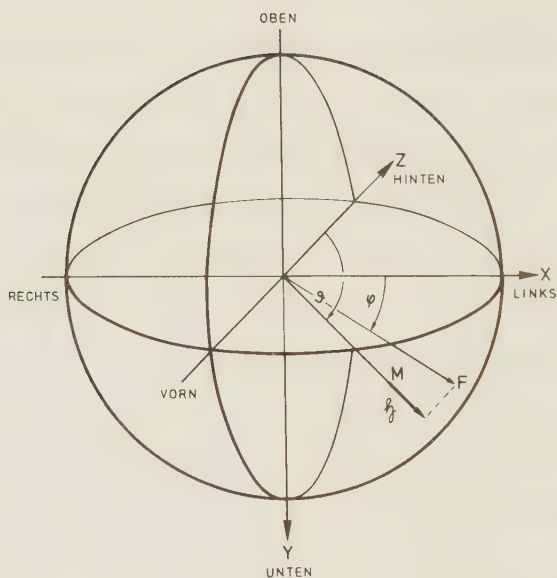


Abb. 4: Darstellung des Herzvektors $\vec{f}$ durch die Magnitude M und die Winkel φ und ϑ . φ ist der Winkel zwischen der Projektion F von $\vec{f}$ auf die Frontalebene und der positiven X -Achse. ϑ wird von dem Herzvektor $\vec{f}$ und der positiven Z -Achse eingeschlossen. Nach v. MENGDEN und BRODDA (1972)

Winkel zwischen der positiven Z-Achse und dem Herzvektor H. Sie nimmt Werte von 0° bis 180° an.

Es gilt:

$$M = |H| = + \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$$

$$\varphi = \operatorname{arctg} \frac{Y}{X} \quad -\pi < \varphi \leq \pi$$

$$\vartheta = \operatorname{arctg} \frac{\sqrt{X^2 + Y^2}}{Z} \quad 0 \leq \vartheta \leq \pi$$

Die Umrechnung von φ und ϑ in das Gradmaß erfolgt durch Multiplikation mit $180^\circ/\pi$.

Mit H sind auch M , φ , ϑ zeitabhängige Funktionen.

Abb. 5 zeigt den normalen zeitlichen Verlauf von Magnitude, Azimuth und Elevation für dasselbe Elektrokardiogramm wie in den Abbildungen 2 und 3.

Die P-Welle - auf deren Gestalt weiter unten noch näher eingegangen wird - ist charakterisiert (1) durch eine langsame und relativ geringe Zu- und Abnahme der Magnitude, (2) durch einen raschen Anstieg des Azimuth, der dann oberhalb der 0° -Linie verläuft und wieder rasch abfällt und (3) durch eine Folge variabler Elevationswerte um 90° . Diese Darstellungsweise des Elektrokardiogramms bietet für die Untersuchung der P-Welle folgende Vorteile:

- 1) Durch die Betrachtung der Winkel Azimuth und Elevation sind unmittelbar Aussagen über den räumlichen Verlauf des Herzvektors zu jedem Zeitpunkt der P-Welle möglich. Z.B. läßt sich sofort ablesen, daß in diesem Zeitraum der Herzvektor mit größter Magnitude, der maximale P-Vektor, nach unten links vorne gerichtet ist.

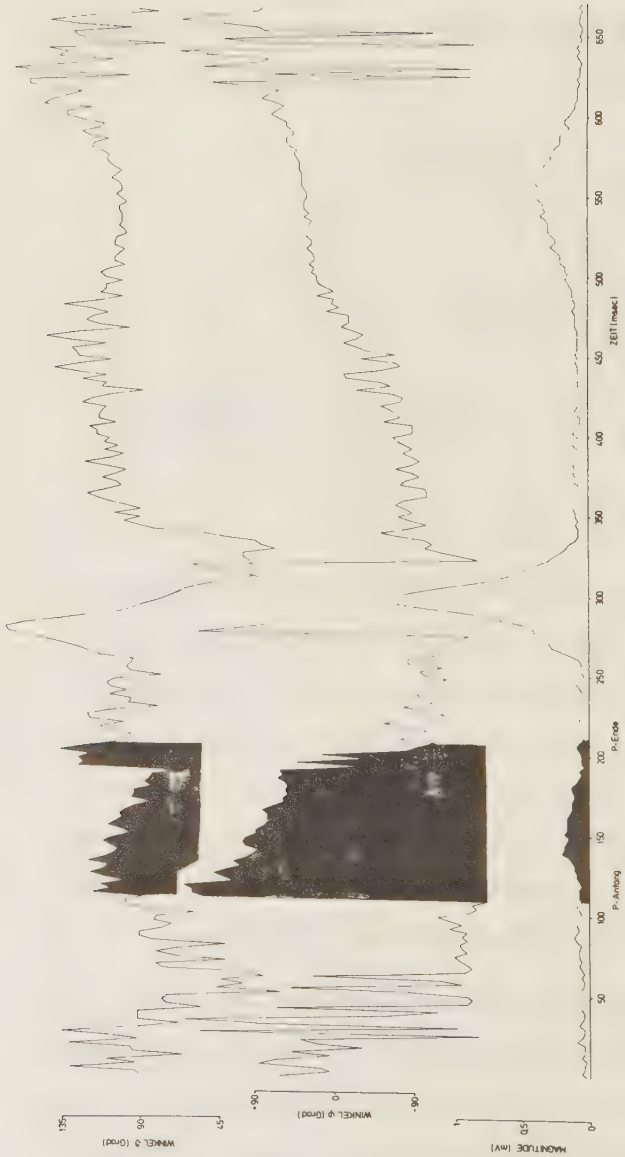


Abb. 5: Computerzeichnung eines typischen zeitlichen Verlaufs von Magnitude (untere Kurve), Winkel Azimuth φ (mittlere Kurve) und Winkel Elevation ψ (obere Kurve) während einer elektrischen Herzaktion eines herzgesunden Probanden. Es wurden dieselben Daten wie in Abb. 2 verwendet. Der Anfang der Zeitachse ist willkürlich festgelegt. Die geschwätzten Flächen kennzeichnen die P-Welle. Den Zeitpunkt, der den Beginn der P-Welle kennzeichnet, nennen wir auch t_A , den Zeitpunkt, der das Ende der P-Welle kennzeichnet, t_E . Die dazugehörigen Vektoren $\mathbf{h}_A(t_A)$ und $\mathbf{h}_E(t_E)$ sind der $\mathbf{P}_A$ -Vektor und der $\mathbf{T}_A$ -Vektor.

- 2) Die lineare Zeitskala erlaubt eine einfache Berechnung von Zeitbeziehungen, z.B. der Zeitdauer der P-Welle oder des Zeitintervalls vom Anfang der P-Welle bis zum maximalen QRS-Vektor.
- 3) Es lassen sich eindeutige mathematische Definitionen von Parametern geben, wie sie zur quantitativen Untersuchung der P-Welle notwendig sind.
- 4) Da nur 3 Größen zur Beschreibung des Herzvektors benötigt werden, sind auch die Kugelkoordinaten mit geringem Rechenaufwand von Computern auszuwerten.

Im folgenden Abschnitt soll die Gestalt der P-Welle im Kugelkoordinatensystem genauer beschrieben und plausibel gemacht werden. Anschließend kann diejenige Konfiguration herausgearbeitet werden, die am wenigsten störanfällig ist und daher zur Identifikation der P-Welle herangezogen werden kann.

III. ZUR GESTALT DER P-WELLE IM KUGELKOORDINATENSYSTEM

Unsere Untersuchungen der P-Welle führten wir mit Daten von Probanden durch, von denen durch Erhebung der Anamnese, ärztliche Untersuchung, Thorax-Röntgenbild und Aufzeichnung der 12 Ekg-Standardableitungen gesichert war, daß sie keine kardiovaskulären Erkrankungen aufwiesen. Bei fast allen diesen Probanden fanden wir einen ähnlichen zeitlichen Verlauf von Magnitude, Azimuth und Elevation, so daß wir die in Abb. 5 gezeigte Darstellung einer elektrischen Herzaktion als typische normale Konfiguration eines Elektrokardiogramms ansehen können.

Im Elektrokardiogramm eines herzgesunden Probanden werden in der Regel während eines bestimmten Zeitintervalls vor dem QRS-Komplex Größen- und Richtungsänderungen des Herzvektors als Abbild der ablaufenden Vorhoferregung registriert. Wie sich dieser Vorgang in Änderungen der Größen der drei Kugelkoordinaten ausdrückt, soll anhand der Abb. 5 verdeutlicht werden. Betrachten wir zunächst einen Zeitbereich, der der Diastolenzeit zuzuordnen ist, so haben wir es mit Vektoren von kleinem Absolutbetrag zu tun, die über alle Raumrichtungen streuen. Entsprechend sind in der Magnitudenkurve in dieser Zeit Amplituden von nur etwa 0,05 mV zu finden, und die zugehörigen Winkel oszillieren unregelmäßig. Da während der Diastolenzeit keine elektrische Aktivität des Herzens vorliegt, kann es sich hier nur um Störspannungen aufgrund von Muskelkontraktionen und Netzstromeinflüssen handeln. Ungefähr 200 msec vor dem Zeitpunkt des maximalen QRS-Vektors kommt es dann zu einer langsamen Zunahme der Magnitude

über den Pegel der Störspannungen hinaus bis zu einer Höhe von rund 0,18 mV. Gleichzeitig zeigt sich aber ein schneller Anstieg des Azimuth (Richtung des Herzvektors nach anatomisch unten), an den sich ein variabler Verlauf oberhalb der 0-Linie anschließt (Richtung des Herzvektors nach anatomisch unten). Auch im Zeitverlauf der Elevation läßt sich ein - allerdings nicht so schneller und weniger deutlicher - Anstieg des Winkels beobachten (der Herzvektor zeigt nach anatomisch vorne). Schneller Anstieg bzw. Abstieg eines Winkels bedeutet dabei große absolute Winkelgeschwindigkeiten, hier in der Größenordnung von $5^{\circ} - 10^{\circ}/\text{msec}$. Der Herzvektor richtet sich also bei langsamer Zunahme seiner Länge schnell nach anatomisch unten aus. Zum Zeitpunkt des ersten absoluten Maximums vor dem QRS-Komplex, das in den etwa 70 msec dauernden Zeitabschnitt des Verlaufes von Azimuth über der 0-Linie fällt, weist er nach unten links vorn. Anschließend nehmen die Magnitudenwerte langsam wieder ab bis auf ein Niveau von annähernd 0,08 mV. Die Werte der Elevationswinkel liegen jetzt um 90° ; der Herzvektor zeigt nach anatomisch hinten und dann langsam wieder nach vorn. Der Azimuth ändert wiederum schnell seine Richtung; er fällt etwa 90 msec vor dem Zeitpunkt des maximalen QRS-Vektor rasch ab (Richtung des Herzvektors nach anatomisch oben).

Zur besseren Veranschaulichung ist der Verlauf des Herzvektors im Zeitabschnitt zwischen dem Beginn des schnellen Anstiegs und dem Ende des schnellen Abstiegs von Azimuth noch einmal in einer schematischen räumlichen Darstellung abgebildet (Abb. 6). Die Raumkurve, die die Spitze des Herzvektors beschreibt, entspricht derjenigen Konfiguration, wie sie in der Literatur wiederholt als für die

P-Schleife charakteristisch beschrieben wurde (siehe z.B. HAYWOOD und SILVESTER, 1966, GILES et al., 1970). In Anlehnung z.B. an die Darstellung bei CHOU und HELM (1967) läßt sich die normale Abfolge der Vorhoferregung und die Aufzeichnung der dabei registrierten Potentialschwankungen des Herzens als räumliche P-Schleife vereinfacht so beschreiben: Der Sinusknoten, im rechten Vorhof an der Einmündung der V. cava sup. gelegen, löst die Vorhoferregung aus. Obwohl einzelne, in ihrer räumlichen Lage sehr variable Züge eines spezifischen Leitungssystems in den Vorhöfen nachgewiesen sind, kann doch angenommen werden, daß die Erregungswelle sich in breiter Front durch die Vorhofmuskulatur ausbreitet. Zunächst wird dabei vorwiegend der rechte Vorhof, dann das interatriale Septum und nach 20-30 msec auch der linke Vorhof depolarisiert. Anatomisch gesehen liegt der rechte Vorhof mehr vorn, der linke Vorhof mehr hinten im Thorax. Die P-Schleife öffnet sich demnach zunächst nach unten und vorn als Ausdruck der Erregung des rechten Vorhofes. Wird auch der linke Vorhof von der Erregung erfaßt, zeigt sich eine Ausrichtung nach unten links vorne oder hinten. Die später beginnende Depolarisation des linken Vorhofes wird als Rückkehr der P-Schleife von unten links hinten nach oben rechts kenntlich. Die Repolarisation der Vorhöfe läßt sich praktisch nicht erfassen, da sie zum überwiegenden Teil während der Kammererregung stattfindet und die dabei auftretenden Potentialänderungen die sogenannte Ta-Welle überdecken. Daß sich die P-Schleife nicht schließt, wird allerdings auf den Einfluß der einsetzenden Repolarisation zurückgeführt. Zur Kennzeichnung dieses Vorganges dient der sogenannte Ta-Vektor, der nach oben, hinten rechts gerichtet ist.

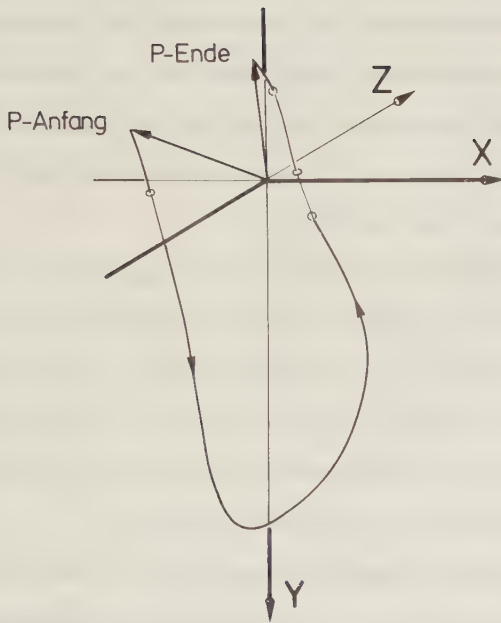


Abb. 6: Schematische räumliche Darstellung einer typischen P-Schleife bei herzgesunden Probanden. Die zu P-Anfang und P-Ende gehörigen Vektoren sind der P_A -Vektor und der T_A -Vektor.

Die gute Übereinstimmung dieser Beschreibung der räumlichen P-Schleife mit dem geschilderten zeitlichen Verlauf von Magnitude, Azimuth und Elevation vor dem QRS-Komplex weist darauf hin, daß die Werte der Kugelkoordinaten innerhalb dieses Zeitbereiches der P-Welle entsprechen. Zur genaueren Festlegung der P-Welle ist es jetzt notwendig, den zeitlichen Verlauf der Kugelkoordinaten vor allem daraufhin zu untersuchen, inwieweit Anfang und Ende verläßlich und genau zu bestimmen sind.

Wir erkennen die P-Welle in der Darstellung durch Kugelkoordinaten (1) an einer langsamen und relativ geringen Zu- und Abnahme der Magnitude vor dem QRS-Komplex (im folgenden P_m -Konfiguration genannt), (2) an einem raschen Anstieg des Winkels Azimuth, an den sich ein Verlauf des Winkels oberhalb der 0° -Linie und ein rascher Abstieg anschließt ($P\varphi$ -Konfiguration) und (3) an einer Folge von Elevationswerten, die um 90° variieren.

Betrachten wir zunächst die Magnitudenkurve, so zeigt sich, daß diese kaum dazu dienen kann, Anfang und Ende der P-Welle eindeutig festzulegen. Die langsame Zu- und Abnahme der Magnitudenwerte läßt darauf schließen, daß die durch die Erregungsausbreitung im Herzen erzeugte Nutzspannung sich nur allmählich von dem stets vorhandenen Störpegel abhebt und daher eine Unterscheidung von Nutz- und Störsignal in den Zeiträumen um Beginn und Ende der P-Welle praktisch unmöglich ist. Weiterhin machen die geringen Spannungswerte, die während der P-Wellen-Zeit gemessen werden, die P_m -Konfiguration anfällig gegenüber Störspannungen. Nur geringfügig erhöhte Störpegel, wie sie z.B. durch verstärkte Muskelkontraktionen oder zusätzliche technische Störeinflüsse hervorgerufen werden, können die P_m -Konfiguration erheblich verfälschen

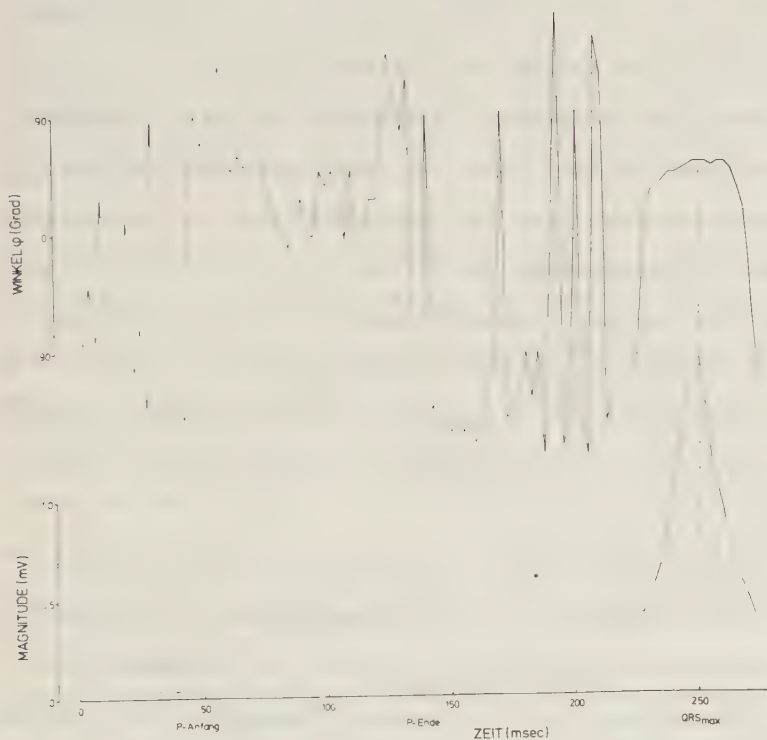


Abb. 7: Zeitlicher Verlauf von Magnitude (untere Kurve) und Winkel Azimuth φ (obere Kurve) eines Ekg's, bei dem ein erhöhter Störpegel ein völliges Verschwinden der P-Konfiguration in der Magnitudenkurve bewirkt, während die P-Konfiguration im Zeitverlauf des Azimuth noch erhalten ist. Die Zeitachse ist willkürlich festgelegt. P-Anfang bezeichnet den aus der Winkelkurve ermittelten Anfangspunkt, P-Ende den Endpunkt der P-Welle. Der zur Orientierung angegebene maximale QRS-Vektor ist mit QRS_{max} gekennzeichnet.

und unter Umständen fast vollständig verdecken. Ein Beispiel für ein solch ungünstiges Nutz-Störspannungsverhältnis zeigt Abbildung 7. In diesem Elektrokardiogramm ist keine bemerkenswerte Nutzspannung vor dem QRS-Komplex zu ermitteln, so daß hier anhand der P_m -Konfiguration nicht auf das Vorhandensein einer P-Welle geschlossen werden kann. Diese deutliche Beeinflussung der P_m -Konfiguration fanden wir bei einer beträchtlichen Anzahl von Elektrokardiogrammen. Wir können annehmen, daß das Fehlen der P_m -Konfiguration in den meisten Fällen nicht darauf zurückgeführt werden kann, daß auch bei herzgesunden Probanden nicht immer eine P-Welle im Elektrokardiogramm zu finden ist. Diese Annahme wird gestützt durch die Beobachtung, daß bei fehlender P_m -Konfiguration in fast allen Fällen die beschriebene $P\varphi$ -Konfiguration dennoch vorhanden ist.

Störungen scheinen sich also auf die $P\varphi$ -Konfiguration weniger auszuwirken als auf die Magnitudenkurve. Da die betragsmäßig großen und raschen Winkelveränderungen des Azimuth vor bzw. nach dem relativ gleichmäßigen Verlauf des Winkels oberhalb der 0° -Linie eine genaue Festlegung von Anfang und Ende der $P\varphi$ -Konfiguration erlauben, wäre dieses Muster zur Festlegung von Anfang und Ende der P-Welle dann das geeignete, wenn es zudem geringe Störanfälligkeit zeigen würde.

Zur näheren Überprüfung des Störspannungseinflusses wurden daher bei einigen Elektrokardiogrammen die vorliegenden Werte von Magnitude und Azimuth mit zusätzlichen Störungen überlagert.

Dazu wurden Pseudozufallszahlen nach einem Kongruenzverfahren erzeugt (siehe dazu: RALSTON und WILF, 1969). Die zunächst im Intervall $[0, 1]$ gleichverteilten Zufallszahlen wurden in eine Normalverteilung $\mathcal{N}(0; \sigma^2)$ transformiert,

wobei für σ^2 der doppelte Betrag der zu den Diastolenzeitpunkten gehörenden Amplitudenvarianz (zusätzlich über die 3 Ableitungen gemittelt) gewählt wurde. Durch die Wahl des Mittelwertes Null wurde erreicht, daß die Amplituden der Basislinie des Elektrokardiogrammes nur in ihrer Varianz gestört, nicht aber die Basislinie insgesamt verschoben wurde. Jeweils ein Tripel der normalverteilten Zufallszahlen lieferte die kartesischen Koordinaten eines Zufallsvektors, der zum gerade vorliegenden Herzvektor addiert wurde. Die Kovarianz der Koordinaten der zufälligen Störvektoren war gleich Null, d.h. die hinzugefügten Störungen waren bezüglich der einzelnen Ableitungen unabhängig voneinander.

Die Abbildungen 8 und 9 zeigen die resultierenden Magnituden- bzw. Azimuth-Werte für das schon mehrfach abgebildete Elektrokardiogramm. Wie erwartet, wirken sich die Störvektoren so stark auf die einzelnen Magnitudenwerte aus, daß die ursprüngliche P_m -Konfiguration erheblich verändert ist. Nur um den Zeitpunkt des maximalen P-Vektors (d.i. der Zeitpunkt des 1. absoluten Maximums vor dem QRS-Komplex) ist die P_m -Konfiguration in geringem Ausmaß verändert. Daher kann der maximale P-Vektor nur in den Fällen, in denen ein günstiges Nutz-Störspannungsverhältnis vorliegt, als Parameter zur Kennzeichnung der P-Welle herangezogen werden.

Im Zeitverlauf des Winkels Azimuth dagegen bleibt die $P\varphi$ -Konfiguration fast vollständig erhalten. Lediglich ihr Anfang wird um etwa 10 msec verschoben, während die folgenden Werte des Winkels bis zum Endpunkt des raschen Winkelabfalls kaum beeinflußt werden. Es sei hier angemerkt, daß plötzliche Winkeländerungen von dicht über -180° nach $\leq +180^\circ$ und umgekehrt nicht bedeuten, daß die Hauptverlaufsrichtung des Herzvektors infolge der zusätzlichen Störungen mehrmals plötzlich umgedreht wird. Wenn der auf die Frontalebene projizierte Herzvektor in seinem zeitlichen Verlauf die negative X-Achse von oben nach unten durchquert, so findet infolge der gewählten Definition von Azimuth

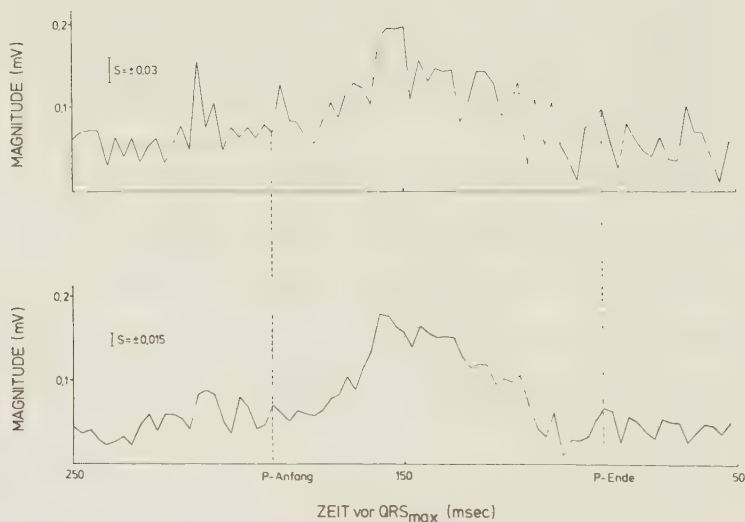


Abb. 8: Der Einfluß von Störspannungen auf die P-Konfiguration der Magnitudenkurve.

Der untere Teil der Abb. zeigt aus der bereits in Abb. 5 vorgestellten Magnitudenkurve den Zeitabschnitt vor, während und nach der P-Welle. Der größeren Anschaulichkeit wegen wurde ein anderer Ordinatenmaßstab gewählt. Der obere Teil der Abb. zeigt dieselbe Magnitudenkurve nach der Überlagerung mit zufälligen Störvektoren, die nach dem im Text angegebenen Verfahren erzeugt wurden. Deutlich ist eine ausgeprägte Konfigurationsänderung der P-Welle zu erkennen.

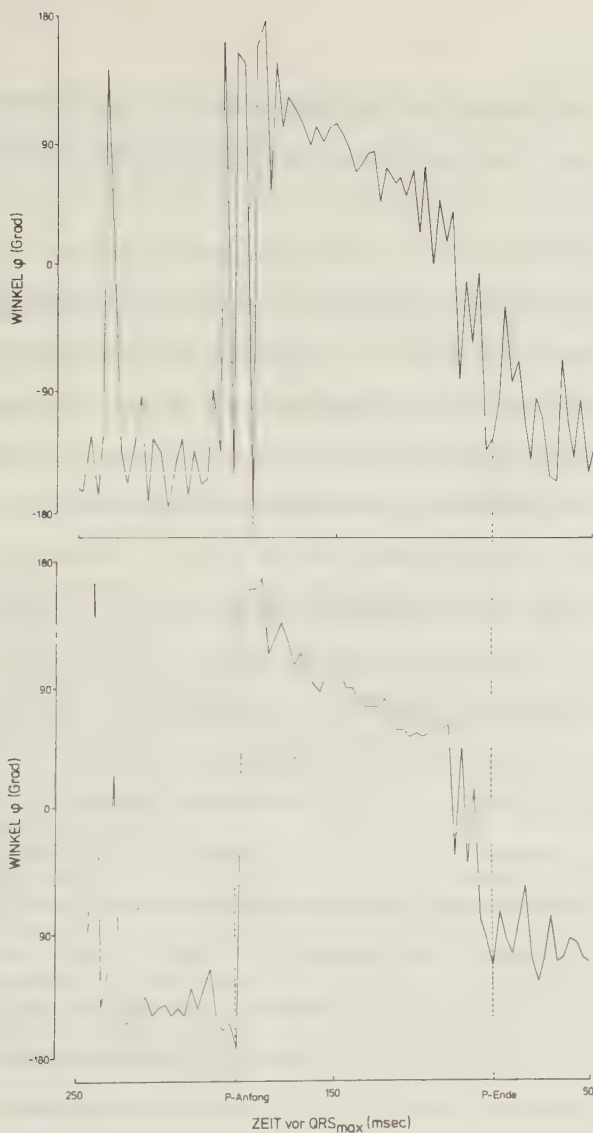


Abb. 9: Der Einfluß von Störspannungen auf die P-Konfiguration im Zeitverlauf des Winkels Azimuth φ

Im unteren Teil der Abbildung sind die zu der unteren Magnitudenkurve aus Abb. 8 gehörenden Azimuthwerte, im oberen Teil die zu der oberen Magnitudenkurve aus Abb. 8 gehörenden Azimuthwerte dargestellt. Die obere Kurve wurde mit denselben zufälligen Störvektoren wie in Abb. 8 überlagert. Im Gegensatz zu der vorherigen Abb. zeigt sich hier, daß die P-Konfiguration fast vollständig erhalten bleibt. Lediglich ihr Anfang wird um etwa 10 msec verschoben.

(und infolge der diskreten Digitalisierungspunkte) ein "Sprung" des Azimuth von einem Winkel dicht über -180° auf einen Winkel $\leq +180^\circ$ statt. Entsprechendes gilt für den umgekehrten Fall.

Mit der $P\varphi$ -Konfiguration ist also ein Muster gefunden, das sowohl hinreichend genau als auch hinreichend störungsunabhängig eine Festlegung von Anfang und Ende der P-Welle erlaubt. Der Azimuth $\varphi = \arctg \frac{Y}{X}$ enthält keinerlei Information über die Z-Komponente des Herzvektors. Um zu überprüfen, ob die Z-Information, die z.B. auch in der Elevation ϑ enthalten ist, bei der Bestimmung von Anfang und Ende der P-Welle berücksichtigt werden muß, wurde in einer früheren Arbeit (BRODDA et al., 1974) ein in der Sagittalebene laufender Winkel β untersucht ($\beta = \arctg \frac{Y}{Z}$). Dabei zeigte sich, daß im Zeitverlauf des Winkels β eine $P\varphi$ -ähnliche Konfiguration auftritt. Es konnte statistisch gesichert werden, daß die Anfangs- und Endpunkte dieser Konfiguration nicht früher als die entsprechenden Zeitpunkte der $P\varphi$ -Konfiguration liegen. Da somit die Z-Komponente des Herzvektors hinsichtlich der Festlegung von Anfang und Ende der P-Welle keine zusätzliche Information liefert und die Information aus der X- und Y-Komponente bereits im Azimuth enthalten ist, ist eine Betrachtung des Zeitverlaufs der Elevation $\vartheta = \arctg \frac{\sqrt{X^2 + Y^2}}{Z}$ in diesem Zusammenhang nicht notwendig.

Der Rechenaufwand zur Erkennung von Ekg-Mustern muß möglichst gering gehalten werden. Daher sollten so wenig charakteristische Parameter als möglich zur Mustererkennung herangezogen werden; d.h., es ist jener kleinste Parametersatz zu wählen, mit Hilfe dessen eine bestimmte Aufgabe bei der Mustererkennung gerade vollständig lösbar ist. Wie oben erläutert liefert die $P\varphi$ -Konfiguration in Bezug auf die Erkennung von P-Wellen-Anfang und -Ende gerade einen Parametersatz mit den geforderten Eigenschaften.

IV. EIN ALGORITHMUS ZUR ERKENNUNG VON P-ANFANG UND P-ENDE IM ZEITVERLAUF DES WINKELS AZIMUTH

Schon oben wurde auf die Bedeutung einer quantitativen Untersuchung der P-Welle zur Erlangung eines hohen Grades an Intersubjektivität und Genauigkeit bei ihrer Beurteilung hingewiesen. Eine quantitative Untersuchung setzt die Erkennung der P-Welle voraus. Da sich hierfür - wie gezeigt - die P ψ -Konfiguration als geeignet erweist, muß zunächst die Festlegung von Anfang und Ende der P ψ -Konfiguration erfolgen. Dazu wird ein Algorithmus benötigt.

Unter einem Algorithmus versteht man ein allgemeines Verfahren zur Lösung einer Klasse von Problemen. Für Algorithmen sind die folgenden drei Eigenschaften charakteristisch:

1. Endlichkeit. Nach einer endlichen Anzahl von Schritten muß ein Algorithmus zu einem Ende kommen und dabei zu einer eindeutigen Aussage in bezug auf die Lösung des bearbeiteten Problems führen.
2. Determiniertheit. Für jede Situation, die aufgrund der Aufgabenstellung zu irgendeinem Ablaufpunkt eintreten kann, muß die Durchführung eindeutig bestimmt sein.
3. Allgemeinheit. Ein Algorithmus bestimmt die Lösungen einer wohl-definierten Klasse von Problemen. Er muß wenigstens einen Parameter enthalten, der in einem bestimmten Rahmen unterschiedliche Belegungen erhalten kann. Ein Algorithmus ist dann allgemein, wenn er für jedes Element seiner Problemklasse eine eindeutige Lösung bereithält.

Jeder Algorithmus stellt an die zu bearbeitenden Daten bestimmte Anforderungen. Für den Algorithmus Ap zur Erkennung von P-Anfang und P-Ende, der in der Programmiersprache FORTRAN verfaßt wurde, müssen die Daten in folgender Form vorliegen:

1. Es muß gesichert sein, daß die Daten von herzgesunden Probanden stammen, da Ap zunächst zur Erkennung von normalen Konfigurationen dienen soll.

2. Die Kugelkoordinaten können nur in digitaler Form verarbeitet werden. Daher müssen die ursprünglich in analoger Form gespeicherten Elektrokardiogramme zunächst einer Analog-Digital-Umwandlung unterzogen werden. Die dann als kartesische Koordinaten in digitaler Form vorliegenden Daten müssen anschließend in die Kugelkoordinatendarstellung umgerechnet werden.
3. Zur Reduktion von Störampplituden muß vor dieser Umrechnung eine Basislinienkorrektur der kartesischen Koordinaten, danach ein Glättungsverfahren für den Zeitverlauf von Magnitude und Azimuth vorgenommen werden.

1. Datengewinnung und Datenaufbereitung

Vom Institut für Medizinische Statistik und Dokumentation erhielten wir Daten von 54 Männern und 37 Frauen aller Altersgruppen, von denen durch Erhebung der Anamnese, ärztliche Untersuchung, Thorax-Röntgenbild und Aufzeichnung der 12 Ekg-Standardableitungen gesichert worden war, daß es sich um herzgesunde Probanden handelte.* Je Proband standen uns zwischen vier und acht elektrische Herzaktionen zur Verfügung, die mit dem FRANKSchen Ableitungssystem (Gerät der Firma Hellige) aufgenommen wurden.

Damit die Analogsignale auf einem Digitalrechner verarbeitet werden können, müssen sie in eine Folge von Digitalwerten umgewandelt werden. Nach der Analog-Digital-Umwandlung stehen dann diskrete Werte für den Herzvektor in Zeitintervallen Δt zur Verfügung: einem bestimmten Zeitpunkt wird jeweils ein bestimmter Wert zugeordnet.

Die Analog-Digital-Umwandlung wurde mit einer Frequenz von 500 Hz bei einem Auflösungsvermögen von 10 bit vorgenommen. Zur Einsparung von Rechen-

* Wir danken dem Institut für Medizinische Statistik und Dokumentation der Universität Mainz, insbesondere Herrn Dr. Scheidt, für das Überlassen der Daten.

zeit wurden diese Daten auf eine Digitalisierungsfrequenz von 400 Hz umgerechnet. Nach dem Abtasttheorem werden damit von dem Originalsignal alle Amplituden von Fourier-Frequenzen bis 200 Hz ohne Informationsverlust erfaßt. (Als unterste Umwandlungsfrequenz für das Ekg werden von ARVEDSON, 1968 und PRYOR, 1969 200 Hz angegeben.)

Zur Kompensation der Störeinflüsse mit Hilfe eines Verfahrens zur Basislinienkorrektur und zur Glättung der Zeitverläufe der Kugelkoordinaten wurden folgende Überlegungen angestellt: Die im kartesischen Koordinatensystem gemessenen X, Y, Z-Werte können durch Überlagerung von drei elektrischen Spannungsverläufen dargestellt werden. Es gehen in die Werte ein (1) die Projektion des "wahren" Herzvektors auf die jeweilige Koordinatenachse, (2) hochfrequente Störungen mit relativ geringer Amplitude und (3) Gleichspannungsniveaus und relativ langsam veränderliche Störspannungen. Den in (3) letztgenannten Anteil bezeichnen wir als reale Basislinie. Ihren Verlauf bestimmen wir aus den während der Diastolenzeit gemessenen Werten durch Extrapolation auf die gesamte Herzaktion, wobei zwanglos vorausgesetzt werden kann, daß vom Ende der T-Welle bis zum Beginn der darauffolgenden P-Welle keine elektrische Herzaktivität vorliegt. Die zur Verfügung stehenden Elektrokardiogramme waren bereits so vorsortiert, daß die realen Basislinien nur geringe Schwankungen aufwiesen und daher im wesentlichen nur unterschiedliche Gleichspannungsniveaus in den Ableitungen zu korrigieren waren.

Die dazu verwendete Methode, deren relativ gute Leistungen aus einer vergleichenden Untersuchung von WELLNER und BRODDA (1974) hervorgeht, approximiert in jeder der drei Koordinaten die reale Basislinie durch einen Polyzonzug. Dazu werden zunächst die einzelnen Herzaktionen derart getrennt,

daß man Abschnitte erhält, die sich jeweils von der Mitte der einen Diastolenzeit bis zur Mitte der nächsten Diastolenzeit erstrecken. In jedem dieser Abschnitte wird die reale Basislinie durch eine lineare Funktion angenähert, indem der Abstand der in der Diastolenzeit liegenden Punkte zu der approximierenden Funktion im Sinne der Gauss'schen Fehlernorm minimiert wird. Zur Vermeidung von Sprüngen werden die sich ergebenden Geraden dann noch so geschwenkt, daß sie sich an den Abschnittsgrenzen schneiden. Für weitere Berechnungen werden die Koordinaten X , Y , Z verwendet, die sich aus den ursprünglichen Werten X' , Y' , Z' durch Subtraktion der jeweiligen Polygonzugwerte ergeben.

Der oben angeführte hochfrequente Störungsteil wird in X , Y , Z nicht korrigiert und ist daher nach der Umrechnung der kartesischen Koordinaten in Kugelkoordinaten noch in den Werten von Magnitude, Azimuth und Elevation enthalten. Um den Einfluß dieser Störungen zu mindern, wird der zeitliche Verlauf von Azimuth und Magnitude geglättet, indem jeder Wert durch das gewichtete Mittel aus dem Wert selbst und den benachbarten zwölf Werten ersetzt wird. Die Gewichte sind so eingerichtet, daß ein Tiefpaß resultiert, der Frequenzen über 40 Hz um den Faktor 10 dämpft. Die Glättungsmethode ergibt sich aus der Forderung, daß die von dem Algorithmus zu erkennenden Konfigurationen nicht wesentlich verändert werden dürfen. Ein Vergleich von geglätteten mit den entsprechenden ungeglätteten Konfigurationen zeigte, daß die Anfangs- bzw. Endpunkte der geglätteten $P\varphi$ -Konfiguration um nicht mehr als zwei Digitalisierungspunkte nach vorn bzw. hinten verschoben wurden.

2. Beschreibung des Algorithmus A_p und Diskussion seiner allgemeinen Eigenschaften

Die in der eben erläuterten Weise aufbereiteten Daten genügen den Anforderungen des Algorithmus A_p . Wie A_p , der in der Programmiersprache FORTRAN IV

verfaßt ist, im einzelnen auf den Kugelkoordinaten operiert, soll mit Hilfe eines Blockdiagramms veranschaulicht werden (Abb. 10). Zum besseren Verständnis geben wir eine stichwortartige Beschreibung der einzelnen Operationen und Verzweigungen. Hierfür wurden die einzelnen Programmschritte im Blockdiagramm durchnummeriert.

Der Algorithmus Ap hat folgenden Ablauf:

Kästchen 1: Eingabe von

- IDENT: Identifikationsnummer des Probanden
- EKG: Identifikationsnummer des auszuwertenden Ekgs
- M: Magnitudenwerte eines Ekgs (nach Anwendung des beschriebenen Glättungsverfahrens)
- PHI: Azimutwerte eines Ekgs (nach Anwendung des beschriebenen Glättungsverfahrens)
- PktRMAX: Zeitpunkt des maximalen QRS-Vektors.

Kästchen 2: Suche

- PktPMAX, den Zeitpunkt des absoluten Maximums in der Magnitudenkurve innerhalb des Zeitintervalls $[\text{PktRMAX} - 192.5, \text{PktRMAX} - 100]$ (in msec)
- PktPHIMAX, den Zeitpunkt des maximalen Wertes von Azimut innerhalb des Zeitintervalls $[\text{PktRMAX} - 192.5, \text{PktRMAX} - 87.5]$ (in msec)

Kästchen 3: ANZPkt: Anzahl von Digitalisierungspunkten, über denen der Anstieg bzw. Abfall von PHI untersucht wird. Der Zeitabstand zwischen 2 Dig.-punkten beträgt 2,5 msec.

BLOCKDIAGRAMM

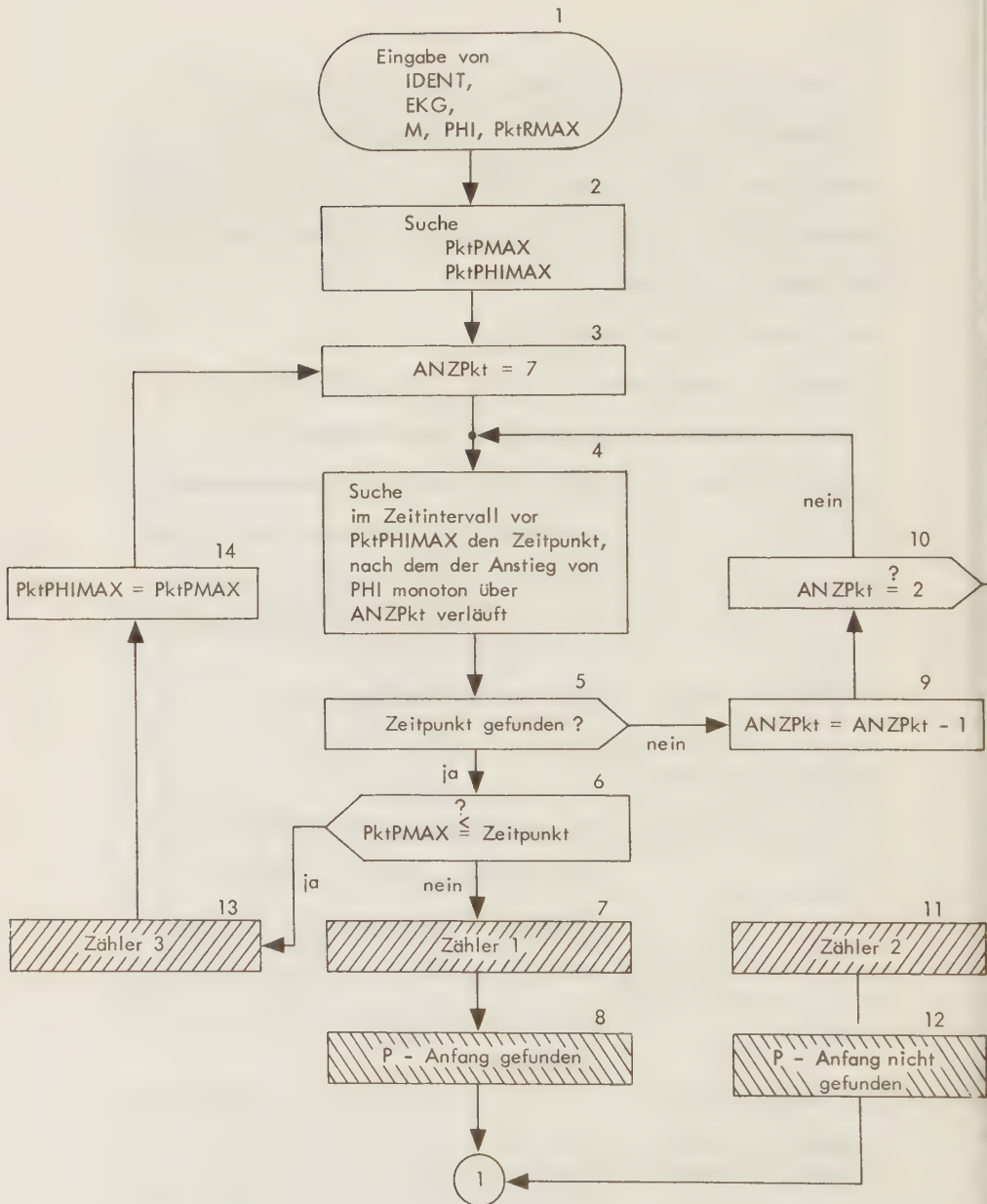


Abb. 10: Blockdiagramm für den Algorithmus Ap zur Erkennung von P-Anfang und P-Ende im Zeitverlauf des Winkels Azimuth. Die Bedeutung der Symbole sowie die Beschreibung der einzelnen Operationen und Verzweigungen sind dem Text zu entnehmen.

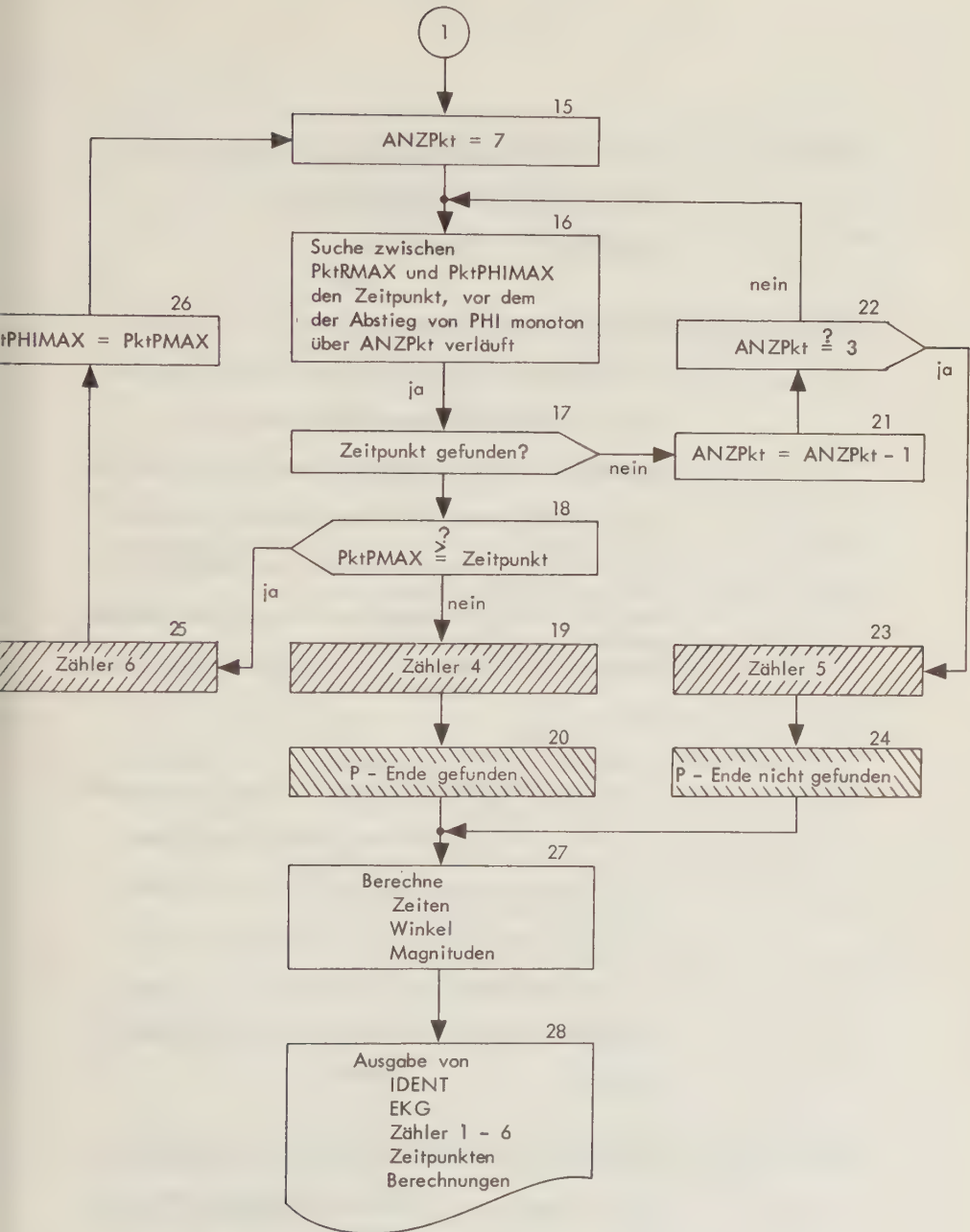


Abb. 10 A: Fortsetzung des Blockdiagramms für den Algorithmus Ap

- Kästchen 4: Suche des Anfangspunktes der $P\varphi$ -Konfiguration innerhalb des Zeitintervalls [$PktPHIMAX - 100.$, $PktPHIMAX - 2.5$] (in msec)
- Kästchen 5,9,10: Wird kein solcher Zeitpunkt ermittelt, so wird das Zeitintervall, über dem der Anstieg von PHI untersucht werden soll, verkürzt und erneut das Zeitintervall vor $PktPHIMAX$ untersucht. Empirisch wurde ermittelt, daß die meisten Störspannungen einen monotonen Anstieg von PHI über 2 oder 3 Dig.-punkte aufweisen. Bei $ANZPkt = 2$ kann daher nicht mehr angenommen werden, daß gefundene Zeitpunkte den Anfangspunkt der $P\varphi$ -Konfiguration darstellen.
- Kästchen 6,14: Ist ein möglicher Anfangspunkt der $P\varphi$ -Konfiguration ermittelt, wird geprüft, ob $PktPMAX$ zeitlich hinter diesem Zeitpunkt liegt. Ist dies nicht der Fall, wird das erneut zu untersuchende Zeitintervall vor $PktPHIMAX$ nach zeitlich vorn verschoben. Ist dies der Fall, ist der gesuchte Anfangspunkt gefunden und es kann der Endpunkt bestimmt werden.
- Kästchen 7,11,13: Um festzustellen, für welche der $P\varphi$ -Konfigurationen A_p welche Lösung bietet, werden Zähler verwendet, die für jedes Ekg den Durchlaufweg registrieren.

Aus Zähler 1 ist abzulesen, mit welchem ANZPkt der Anfangspunkt (t_A) ermittelt wurde.

Aus Zähler 2 ist zu entnehmen, wie oft t_A nicht gefunden wurde.

Aus Zähler 3 geht hervor, wie oft PktRMAX als Kriterium benutzt wurde, das zu untersuchende Zeitintervall nach zeitlich vorn zu verschieben.

Entsprechendes gilt für die Kästchen 19, 23, 25.

Kästchen 15-26: Suche des Endpunktes der $P\varphi$ -Konfiguration (t_E). Dabei wird der monotone Abfall von PHI als Kriterium verwendet. Die Schrittfolge entspricht dabei derjenigen in den Kästchen 3-14.

Kästchen 27: Berechnung von Werten, die zur Charakterisierung der P-Welle im Kugelkoordinatensystem dienen können. Dies sind u.a. das Zeitintervall zwischen t_A und PktRMAX sowie t_E und PktRMAX; die Dauer der P-Welle; Winkel und Magnituden des P_A -, des maximalen P- und des T_A -Vektors.

Kästchen 28: Die Ausgabe der Werte erfolgt über den Drucker des Rechners.

Wie erfüllt nun A_p die Anforderungen an einen Algorithmus, endlich, determiniert und allgemein zu sein?

A_p ist, wie aus dem Blockdiagramm hervorgeht, endlich: er kommt immer nach

einer endlichen Anzahl von Schritten zu einem Ende und führt zu einer eindeutigen Aussage in bezug auf die Lösung des Problems, Anfang und Ende der $P\varphi$ -Konfiguration festzulegen. A_p ist auch determiniert: Das Blockdiagramm zeigt, daß für jede eintretende Situation eine eindeutige Bestimmung für deren Durchführung gegeben ist. Was die Allgemeinheit von A_p betrifft, so wurde für alle untersuchten Ekg's eine Lösung gefunden (auch "P-Anfang bzw. P-Ende nicht gefunden" sind vom Algorithmus bereitgestellte Lösungen); folglich hält A_p für jedes Element seiner Problemklasse eine eindeutige Lösung bereit.

Es ist in diesem Zusammenhang von besonderem Interesse, für welches Element der Algorithmus A_p welche eindeutige Lösung bereithält. Denn die Schwierigkeiten bei der Festlegung von Kriterien zur Erkennung der $P\varphi$ -Konfiguration bei Normalprobanden bestehen darin, die Kriterien so zu wählen, daß einerseits $P\varphi$ -Konfigurationen von Normalprobanden auch unter ungünstigen Bedingungen (z.B. bei vergrößertem Störpegel) als normal erkannt werden und andererseits die Streubreite der Normalwerte doch gering gehalten wird, um bei einer - späteren - Beurteilung von Konfigurationen bei herzkranken Probanden nicht allzu häufig falsch negative Ergebnisse zu erhalten. Ein Algorithmus, der so konzipiert ist, daß er für alle möglichen Muster von $P\varphi$ -Konfigurationen z.B. dieselbe eindeutige Lösung "Anfang und Ende gefunden" bietet, wird zu breit gestreute Normalwerte liefern; ein Algorithmus, der diese Lösung nur für ganz wenige Muster von $P\varphi$ -Konfigurationen gestattet, wird für viele $P\varphi$ -Konfigurationen, die z.B. nur geringfügig durch Störspannungen "verfälscht" sind, eine für die Interpretation nicht verwertbare Lösung ergeben.

Welche Lösung A_p für welche $P\varphi$ -Konfigurationsmuster bietet, soll mit Hilfe der im Programm eingebauten Zähler und durch die Besprechung ausgewählter Beispiele von $P\varphi$ -Konfigurationen diskutiert werden. Tabelle 1 zeigt, unter welchen Bedingungen Anfangs- und Endpunkte der $P\varphi$ -Konfiguration in den 492 untersuchten Ekg's bestimmt wurden. Wie aus der Beschreibung von A_p hervorgeht, werden als Kriterien für die Festlegung von Anfangs- und Endpunkt der P-Welle zeitlich unterschiedlich lange monotone An- bzw. Abstiege von Azimuth und die zeitliche Lage des maximalen P-Vektors zu diesen Zeitpunkten ($RktP_{max}$ -Kriterium) benutzt. Je länger der An- oder Abstieg des Azimuth monoton verläuft, desto sicherer kann angenommen werden, daß es sich bei den gefundenen Anfangs- und Endpunkten um den Beginn bzw. das Ende der gesuchten $P\varphi$ -Konfiguration handelt, denn wie wir anhand ausgeprägter Störungen, die während der Diastolenzeit auftraten, ermittelten, weisen Störspannungen im Zeitverlauf des Azimuth in der Regel monotone An- oder Abstiege des Winkels über meist 5 msec, höchstens jedoch 10 msec auf. Das $PktP_{max}$ -Kriterium soll verhindern, daß An- oder Abstiege des Azimuth innerhalb der gesuchten $P\varphi$ -Konfiguration zur Festlegung falscher Zeitpunkte für Anfang und Ende der P-Welle führen.

Es ist nun für jedes Ekg angegeben, über welche Anzahl von Digitalisierungspunkten ein monotoner An- bzw. Abstieg des Azimuth ermittelt wurde, der dann zur Festlegung von t_A und t_E führte. Weiterhin ist abzulesen, wieviele Anfangs- und Endpunkte nicht gefunden wurden und wie oft die zeitliche Lage des maximalen P-Vektors zum zunächst festgelegten Anfang- oder Endpunkt dazu führte, daß ein neuer Anfangs- oder Endpunkt gesucht werden mußte.

Item	Gesamtzahl der untersuchten Ekg's	ANZPkt =					nicht gefunden	PktP _{max}
		7	6	5	4	3		
t_A	492	339	56	58	24	7	8	28
t_E	492	422	24	30	14	-	2	13

Tabelle 1: Zur Struktur der Lösungsklasse des Algorithmus A_p für die erhobene Stichprobe von 492 normalen Frankschen Ekg-Ableitungen.

- t_A : Anfangszeitpunkt der P_φ -Konfiguration
 t_E : Endzeitpunkt der P_φ -Konfiguration
ANZPkt : Anzahl der Digitalisierungspunkte, über denen ein monotoner Anstieg bzw. Abstieg von PHI ermittelt wurde (Zähler 1 bzw. 4 aus dem Blockdiagramm Abb. 10, 10A)
PktP_{max} : Gibt an, wie oft die zeitliche Lage des max. P-Vektors zum zunächst festgelegten Anfangs- bzw. Endpunkt dazu führte, daß ein neuer Anfangs- oder Endpunkt gesucht wurde (Zähler 3 bzw. 6).

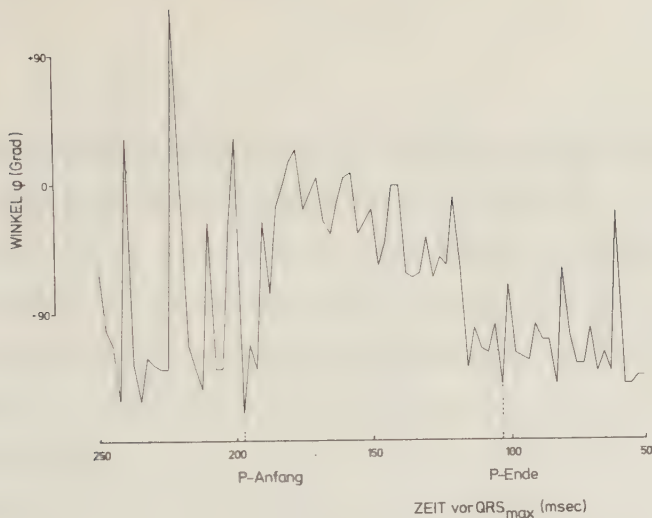
In 395 bzw. 446 Fällen von 492 untersuchten Ekgs erfolgte die Festlegung von Anfang bzw. Ende der P-Welle durch das Auffinden eines monotonen Anstiegs bzw. Abstiegs des Azimuth über 17,5 msec oder 15,0 msec (ANZPkt 7 und 6). Immer war dabei ein zeitlich langer Anstieg des Azimuth mit einem zeitlich langen Abstieg verbunden. Der maximale P-Vektor lag stets von vornherein innerhalb des von t_A und t_E begrenzten Zeitintervalls. Die oben beschriebene, typische $P\varphi$ -Konfiguration tritt also tatsächlich bei der Mehrzahl der Ekgs auf und ist auch so wenig störänfällig wie vermutet. Eine stichprobenartige visuelle Überprüfung zeigte, daß mit Hilfe des Algorithmus A_p die Anfangs- und Endpunkte dieses $P\varphi$ -Konfigurationsmusters beständig und genau bestimmt werden.

Eine ähnliche $P\varphi$ -Konfiguration, bei der der charakteristische Anstieg und Abstieg des Azimuth zwar noch vorhanden, ein variabler Verlauf oberhalb der 0° -Linie jedoch nicht mehr gegeben ist, zeigt Abb. 11-1. In solchen Fällen ist die Öffnung der P-Schleife nach unten und die spätere Rückkehr nach oben erhalten, der Herzvektor durchstößt jedoch nicht die Horizontalebene. (Dieses Beispiel wird auch vorgestellt, um im Hinblick auf die Diskussion der Ergebnisse weiter unten zu verdeutlichen, daß auch bei Normalprobanden P-Wellen auftreten, in denen der maximale P-Vektor negative Azimuth-Werte aufweist, also nicht nach anatomisch unten ausgerichtet ist, obwohl die P-Schleife in typischer Gestalt vorliegt). Meist fanden wir diese Konfiguration als einmalige Variante bei Probanden, deren sonstige Ekgs die beschriebene $P\varphi$ -Konfiguration boten. Wir vermuten, daß sich hier evtl. Einflüsse einer unterschiedlichen Atemlage bemerkbar machen. Dieses Konfigurationsmuster wird von A_p

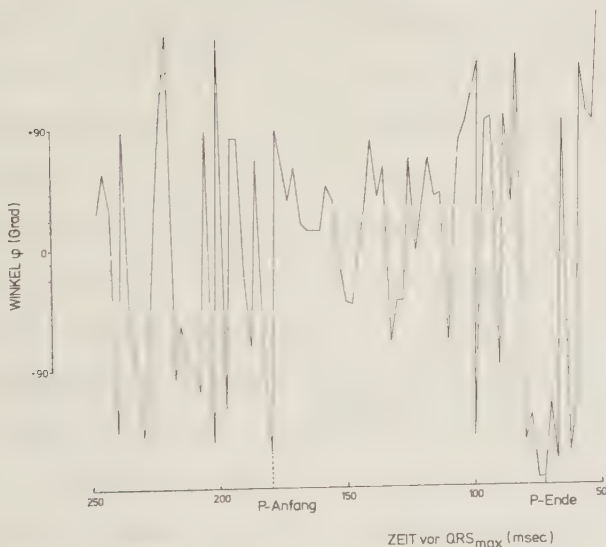
gut erkannt; aufgrund des zeitlich kürzeren An- und Abstiegs des Azimuth gehört es meist zu der Gruppe von Fällen, bei der monotone An- und Ab-
stiege über nur 12,5 msec gefunden wurden (ANZPkt 5, Anzahl der Ekgs
58 bzw. 30).

Der weitaus größere Teil dieser Klasse wird von Konfigurationen gebildet, die dem in Abbildung 11-2 gezeigten Muster ähnlich sind. Hier ist zu beobachten, daß sowohl der An- und Abstieg des Azimuth als auch dessen Verlauf oberhalb der 0°-Linie erheblich beeinflußt ist. Dieses Konfigurationsmuster tritt nicht selten mehrfach bei einem Probanden auf und läßt sich wahrscheinlich auf vermehrte Störspannungseinflüsse durch Muskelkontraktionen o.ä. zurückführen. Hier ist besonders die oben beschriebene Glättungsmethode zur Eliminierung hochfrequenter Störungsanteile wertvoll, da danach eine dem "Normaltyp" ähnliche Konfiguration vorliegt, die mit Hilfe von A_p noch gut erkannt wird, d.h. es treten keine allzu großen intraindividuellen Unterschiede der zeitlichen Lage von t_A und t_E auf. Fallen die Störeinflüsse zeitlich vor allem in den Anfangs- oder Endteil der $P\varphi$ -Konfiguration, so werden häufiger Anfangs- oder Endpunkte von monotonen An- und Abstiegen der eigentlichen $P\varphi$ -Konfiguration festgelegt. Ein Vergleich mit der zeitlichen Lage des maximalen P-Vektors kann solche Punkte jedoch meist aussondern.

Größere Schwierigkeiten bei der Festlegung der P-Welle ergeben sich bei $P\varphi$ -Konfigurationen, wie sie in Abbildung 11-3 und 11-4 gezeigt sind. Auffällig war, daß diese Muster, die die charakteristischen Merkmale der $P\varphi$ -Konfiguration nicht mehr aufweisen, nur bei wenigen Probanden, dann aber auch in allen Ekgs dieser Probanden zu finden waren. Hierbei war weder eine be-

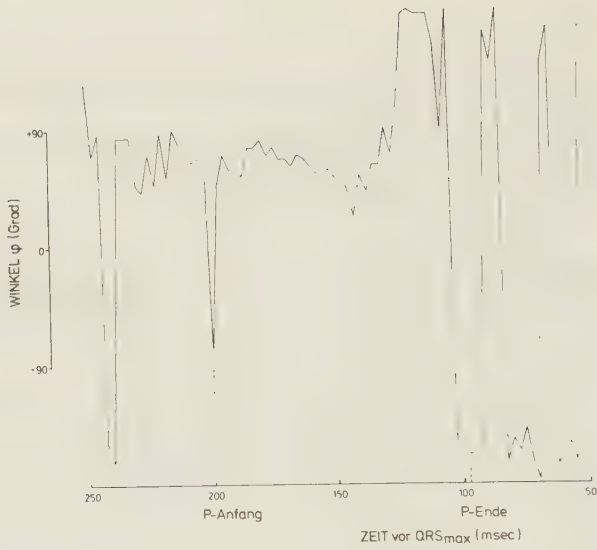


11-1

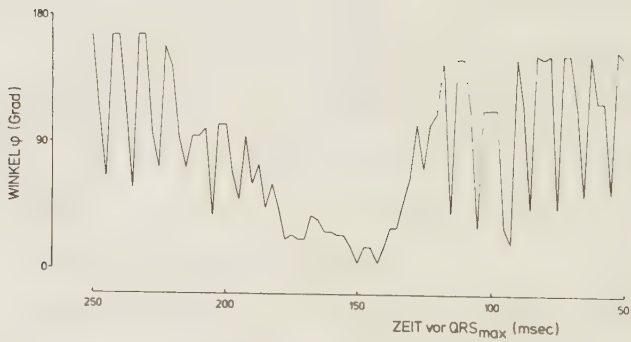


11-2

Abb. 11-1 bis 11-4: Ausgewählte P-Wellen-Konfigurationen im Zeitverlauf des Winkels Azimuth ($P\varphi$ -Konfiguration), anhand derer die Lösungen, die der Algorithmus Ap für die Elemente seiner Problemklasse liefert, diskutiert werden. Es sind $P\varphi$ -Konfigurationen verschiedener Probanden abgebildet, die man als Konfigurationsmuster bezeichnen kann, da sie jeweils in ähnlicher Form als "Varianten" der aus Abb. 5 bekannten typischen $P\varphi$ -Konfiguration in größeren Anzahlen auftraten. Die Zeitachsen sind willkürlich festgelegt. Als Zeitbezugspunkt ist der maximale QRS-Vektor QRS_{max} gewählt.



11-3



11-4

Abb. 11-3 und 11-4: Legende siehe vorhergehende Seite

stimmte Altersgruppe noch ein bestimmtes Geschlecht bevorzugt. Da durch die Voruntersuchungen Lageanomalien des Herzens ausgeschlossen waren, müssen wir annehmen, daß bei diesen Probanden ungünstige Ableitungsbedingungen (z.B. durch veränderte Elektrodenlage) vorlagen. Findet sich bei diesen Konfigurationen eine - wenn auch wenig ausgeprägte - Ausrichtung des Herzvektors nach anatomisch unten und wieder nach oben, so wird A_p in den meisten Fällen noch t_A und t_E über einen monotonen Anstieg bzw. Abstieg des Azimuth von 10 oder 7,5 msec festlegen können (ANZPkt 4 und 3, Anzahl der Ekg's 31 bzw. 14). Da jedoch die Dauer dieser Steigungen in den Bereich der Dauer von Störspannungen fällt und daher eine Unterscheidung von Nutz- und Störspannung nicht mehr möglich ist, ergeben sich meist erhebliche intra-individuelle Unterschiede der zeitlichen Lage von t_A und t_E . Kommt es nicht zu der erwähnten Ausrichtung des Herzvektors, kann A_p die $P\varphi$ -Konfiguration nicht erkennen und liefert folglich keine Anfangs- und Endpunkte der P-Welle (Anzahl der Ekg's: 8 bzw. 2).

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß Anfang und Ende der typischen $P\varphi$ -Konfiguration, die in über 75 % der untersuchten Ekg's vorhanden war, mit Hilfe von A_p beständig und genau bestimmt werden. Liegt ein ungünstigeres Nutz-Störspannungsverhältnis vor, das zu einer Verfälschung der $P\varphi$ -Konfiguration führt, so zeigen die intraindividuellen Schwankungen der zeitlichen Lage von t_A und t_E , daß die von A_p festgelegten Zeitpunkte mit geringerer Güte ermittelt werden. Dabei kann die Anzahl der Digitalisierungspunkte, über denen ein monotoner An- oder Abstieg des Azimuth ermittelt wurde, als Anhaltspunkt für das Maß der Genauigkeit dienen. In allen Fällen, in denen eine Ausrich-

tung des Herzvektors nach anatomisch unten und wieder oben nicht vorhanden ist, liefert Ap keinen Anfangs- oder Endpunkt der P-Welle.

3. Untersuchungen zur Güte des Algorithmus Ap

Nachdem in den vorhergehenden Abschnitten Struktur und allgemeine Eigenschaften des Algorithmus Ap dargestellt wurden, soll nun die Güte dieses Algorithmus untersucht werden. Unter Güte seien Validität (Fähigkeit, das "richtige" Muster zu erkennen) und Reliabilität (Genauigkeit der Festlegung des Musters) verstanden, mit der der Algorithmus die P-Welle erkennt.

Die Validität bestimmt die systematischen Fehler des Meßverfahrens und die Reliabilität seine zufälligen Fehler. Die ersteren haben Einfluß auf den Mittelwert des Resultats, die letzteren auf dessen Varianz.

Der systematische Fehler läßt sich nur in Bezug auf eine Definition des zu messenden Merkmals (hier P-Wellen-Anfang und P-Wellen-Ende) bestimmen. Der P-Wellen-Anfang t_A läßt sich herzphysiologisch als Beginn der Erregungsausbreitung in den Vorhofwänden definieren. Diese Definition ist jedoch auf der Betrachtungsebene eines Verfahrens zur Erkennung der P-Welle kaum erfüllbar, da es selbst schon auf einer Sequenz von Meßwerten (eben dem Ekg) operiert. Insbesondere wird jedes Verfahren (wie später ausführlicher erläutert werden wird) den P-Wellen-Beginn im Ekg später finden als nach obiger Definition verlangt. Der hierbei auftretende systematische Fehler ist kaum abschätzbar, weil abhängig von einer Reihe von Annahmen über die Transformation der zugrundeliegenden Verteilungen von Verfahren zu Verfahren. Damit ist auf der Ebene eines Verfahrens zur Erkennung von t_A die genannte physiologische Definition kaum operationalisierbar. Für das P-Wellen-Ende läßt sich keine der obigen analoge Definition angeben, da sich in den Vorhöfen Depolarisation und Repolarisation überlappen. Wendet man dagegen operationale Definitionen der P-Wellen-Kenndaten an, so enthalten die von den zugehörigen Verfahren gelieferten Meßwerte per definitionem keinen systematischen Fehler (d.h., die Verfahren sind intern immer voll valide). Obwohl, wie oben erwähnt, die Überprüfung der externen Validität von Verfahren zur Erkennung der P-Welle sich streng genommen nicht auf physiologisch begründbare Definitionen stützen kann, ist doch folgender methodischer Weg möglich: Gelangt eine Klasse von Verfahren zu weitgehend übereinstimmenden Ergebnissen in Bezug auf bestimmte P-Wellen-Parameter, so kann man die (externe) Validität eines weiteren in Frage stehenden Verfahrens durch einen entsprechenden Ver-

gleich wenigstens halb-quantitativ diskutieren. Zusätzlich läßt sich die externe Validität des Algorithmus Ap durch Diskussion des zugrundeliegenden atrialen Erregungsverlaufs und durch Vergleich mit weiteren P-Wellen-Daten heuristisch sichern.

Erhebt man eine Stichprobe von Ekg's verschiedener Probanden, so gehört zu dem von einem bestimmten Verfahren gelieferten Mittelwert eines P-Wellen-Parameters eine Varianz, die sich aus den interindividuellen und den intra-individuellen Varianzen sowie der Fehlervarianz des Verfahrens zusammensetzt. Die Fehlervarianz ist ein Maß für die Reliabilität. Für jeden fest vorgegebenen Satz von Eingangsdaten liefert nun ein determinierter Algorithmus (im Sinne der Definition Seite 31) Ausgangsdaten mit einer nur von den Eingangsdaten abhängigen Varianz. Jeder determinierte Algorithmus ist daher intern voll reliabel. Daß trotzdem seine Fehlervarianz im allgemeinen nicht gleich Null ist, macht folgende Überlegung deutlich: Der Algorithmus Ap ist zur Erkennung einer (unendlich-abzählbaren) Menge M von P-Wellen konzipiert. Wie in Abschnitt IV.2. erläutert, zerfällt M in endlich viele Klassen K_i (Endlichkeitseigenschaft von Ap), die bestimmten Konfigurationsmuster (oder der Lösung "nicht gefunden") entsprechen. Nehmen wir nun an, daß Ap für eine "ungestörte" P-Welle das Muster K_i erkenne, für dieselbe jedoch gestörte P-Welle das "sehr ähnliche" Muster K_k , so entsteht infolge des Unterschieds von K_i und K_k ein Meßfehler. Bei real vorliegenden P-Wellen sind die zufällig gestörten Muster K_k aber zufällig um das "ungestörte" Muster K_i verteilt (genauere Erörterungen hierzu würden über den Rahmen dieser Arbeit hinausgehen). Die so entstandene Fehlervarianz ist ein Maß für die "externe" Reliabilität des Algorithmus. Diese Fehlervarianz läßt sich verkleinern, wenn man die Anzahl der Klassen K_i in M verkleinert und somit sozusagen den "mittleren Abstand" der Muster K_i vergrößert. Dann würde aber entweder die physiologisch vorhandene P-Wellen-Varianz ebenfalls stark verkleinert und/oder die Lösungskategorie "nicht gefunden" würde größer werden. Man hat daher pragmatisch vorzugehen und bei der Konzeption des Erkennungsalgorithmus so viele K_i zu definieren, daß einerseits möglichst viele P-Wellen mit einem andererseits so kleinen Fehler erkannt werden, daß die physiologisch vorhandene Varianz nicht stark verfälscht wird.

Zur Untersuchung der Validität muß zunächst sichergestellt werden, daß der Algorithmus Ap tatsächlich die P-Welle und nicht Ekg-Größen mißt, die anderen Teilen des Erregungsablaufs im Herzen entsprechen. Die ausführliche Diskussion in Abschnitt III. hat gezeigt, daß die $P\varphi$ -Konfiguration, auf der Ap im wesentlichen operiert, tatsächlich zur Festlegung von Beginn und Ende der P-Welle geeignet ist. Es war weiterhin in Abschnitt IV.2. bemerkt worden,

daß die Hinzunahme weiterer Winkelmuster ($\vartheta_{(t)}$, $\beta_{(t)}$) eines Ekg's nicht zu einer größeren Sicherheit für die Erkennung der P-Welle führt, sondern nur die Redundanz des Satzes der Eingabeparameter vergrößert (siehe S. 30).

Soll ein Verfahren zur P-Wellen-Erkennung valide sein, so muß man zumindest fordern, die Lösungsklasse "nicht gefunden" habe klein zu sein (wobei natürlich alle anderen P-Wellen "richtig" gefunden werden müssen). Tatsächlich findet Ap nur 8 von 492 P-Wellen nicht. Als weitere Mindestanforderung an die Validität muß man verlangen, daß die maximale Magnitude im Verlauf der Welle zeitlich zwischen t_A und t_E liegt. Wie erwähnt, überprüft Ap die Erfüllung dieser Bedingung. Bei 41 von 492 P-Wellen mußten t_A und t_E erneut gesucht werden, weil diese Bedingung nicht erfüllt war.

Eine Einschränkung der Validität von Ap liegt insofern vor, als die maximale P-Magnitude in einem Zeitintervall [PktRMAX - 192.5, PktRMAX - 80.] (in msec) gesucht wird. Dieses Intervall ist zwar groß genug, um im Vergleich zum normalen Ekg verlängerte oder verkürzte PQ-Strecken zu berücksichtigen; treten jedoch infolge eines Überleitungsblocks P-Wellen auf, deren Lage zu QRS^{max} unkorreliert ist, so kann das PktPMAX-Kriterium in dieser Form nicht mehr angewendet werden.

Ap ist auch zur Erkennung nicht typischer (evtl. gestörter) P φ -Konfigurationen geeignet. Dies geht aus den Erörterungen in Abschnitt IV.2. ebenfalls hervor.

Was die oben erwähnte externe Reliabilität betrifft, so operiert Ap auf einer Eingangsdatenmenge, die - wie auf Seite 26f gezeigt - nur wenig durch zufällige Störungen verändert wird. Dies bedeutet, die gestörten Muster streuen nicht sehr stark um das "ungestörte" Muster, woraus wiederum im Sinne der obigen Ausführungen folgt, daß der Algorithmus Ap keine sehr kleine externe Reliabilität haben kann.

Weitere Aussagen zur Güte des Algorithmus Ap wollen wir nun durch einen Vergleich der von uns ermittelten P-Wellen-Daten mit den in der einschlägigen Literatur angegebenen Werten machen. Anschließend soll noch ein Verfahrenvergleich mit einem visuellen Erkennungsverfahren ("Handauswertung" der $P\varphi$ -Konfiguration) und mit einem seit längerem eingeführten Rechnerprogramm von PIPBERGER (1971), das auf den X, Y, Z-Ableitungen operiert und von dem P-Wellen-Werte für dieselbe Stichprobe vorlagen, durchgeführt werden.

3.1. Vergleich der ermittelten P-Wellen-Daten mit Ergebnissen aus der Literatur

Wichtige Parameter, die zur Charakterisierung der P-Welle dienen können, sind die Magnituden und Winkelwerte des maximalen Vektors $P_{\max}$ im Verlauf der P-Schleife und der zum P-Wellen-Ende gehörende sogenannte T_A -Vektor ($\vec{t}_E$). Hinzu kommt der Vektor $P_A = \vec{t}_A$, der den initialen Teil der P-Schleife charakterisiert (siehe Abb. 6). Er ist ein Vektor, der hauptsächlich von der Güte der Bestimmung von t_A abhängt. Außerdem werden die P-Wellen-Dauer $t_A - t_E$, sowie t_A und t_E (Zeiten relativ zu $QRS_{\max}$) in die vergleichende Diskussion mit einbezogen. Weitere Kenndaten der P-Welle sollen hier nicht besprochen werden, weil sie entweder über die Güte von Ap keine Auskunft geben oder weil die Diskussion der methodischen Probleme, die bei der Berechnung dieser Größen entstehen, über den Umfang dieser Arbeit hinausgehen würde.

So haben BRODY et al. (1969) Formfaktoren von P-Wellen mit Hilfe einer speziellen Form der Faktorenanalyse berechnet. Mit Hilfe dieser Methode könnte man genaueren Aufschluß über die Struktur der oben erwähnten Konfigurationsklassen K_i erhalten.

Wenn auch der Vektor $P_{\max}$ ein schwaches Kriterium für die Güte von A_p ist, so wollen wir ihn doch aus zwei Gründen in den Vergleich mit den Literaturdaten einbeziehen: Erstens wollen wir anhand dieses Vergleichs einige methodische Schwierigkeiten bei der Interpretation von Literaturergebnissen aufzeigen; zweitens machen wir eigene Vorschläge zur Darstellung von Ekg-Größen.

Für den maximalen P-Vektor $P_{\max}$ sind in einer vergleichenden Literaturübersicht in Tabelle 2 Magnituden und Winkel φ zusammengestellt. Zunächst ist zu bemerken, daß verschiedene Ableitungssysteme angeführt sind. Außer für DRAPER et al. (1964) und für die eigenen Untersuchungen sind die Magnituden des maximalen Vektors der frontalen P-Schleife (siehe Abb. 3a) angegeben. Die betreffenden Autoren haben nämlich zur Bestimmung des mittleren maximalen P-Vektors die Schleifenprojektionen auf die Koordinatenebenen F, H und S benutzt. Die dabei resultierenden maximalen Vektoren sind keine Projektionen von $P_{\max}$. Doch ließe sich, diesen Einwand ignorierend, ein Vergleich insofern noch anstellen, als $P_{\max}$ "in der Nähe" liegt (Winkel $\vartheta = 79.9^\circ$ für den mittleren $P_{\max}$ -Vektor der eigenen Untersuchung). Die zitierten Autoren haben aber ihre Mittelwerte der Magnituden nicht aus den Mittelwerten der X, Y-Komponenten der Maximalvektoren berechnet, sondern aus den Magnituden selbst. Besitzt der mittlere Vektor die Komponenten $\bar{X}$ und $\bar{Y}$, so ist die zugehörige Magnitude

$$\bar{M} = \sqrt{\bar{X}^2 + \bar{Y}^2} \quad \text{mit} \quad \bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i \quad \text{und} \quad \bar{Y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y_i$$

(X_i, Y_i : Komponenten der zu ermittelnden $P_{\max}$ -Vektoren, N: Anzahl der Vektoren). Dagegen wird mit $\bar{M}' = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N M_i$ ein anderer Wert $\bar{M}' \neq \bar{M}$ berechnet, weil die beiden Mittelwertbildungen inkompatibel sind.

Entsprechendes gilt für den dreidimensionalen Fall. Aus ähnlichen Gründen dürfen Winkelwerte nicht separat gemittelt werden. Man hat für die vorliegenden $P_{\max}$ -Vektoren den mittleren Vektor als "Schwerpunktvektor" zunächst in kartesischen Komponenten zu berechnen (siehe auch BRODDA, 1975). Erst dann darf man zur Darstellung in Kugelkoordinaten übergehen. Für unsere Stichprobe hat der mittlere $P_{\max}$ -Vektor die kartesischen Koordinaten X, Y, Z: (0.045 mV, 0.0899 mV, 0.0178 mV), und seine Darstellung in Kugelkoordinaten M, φ, ϑ lautet: (0.102 mV, 63.6° , 79.9°). Mittelt man jedoch M, φ und ϑ separat, so ergibt sich: (0.12 mV, 54.4° , 60.6°), also ein beträchtlicher Unterschied zu den richtig berechneten Koordinaten. Entsprechendes gilt natürlich für alle Kenngrößen eines Ekgs, die Vektoren (oder Winkel) darstellen.

Aus diesen Gründen sind auch die in der Tabelle 2 zitierten Winkel φ mit Vorsicht zu interpretieren (Ausnahme DRAPER et al., deren Winkel ließ sich aus den kartesischen Komponenten des mittleren Vektors $P_{\max}$ berechnen). Trotz der erwähnten Einwände ist die Übereinstimmung zwischen dem von uns berechneten mittleren $P_{\max}$ -Vektor und den in der Tabelle angeführten Daten befriedigend. Ein relativ großer Unterschied in der Magnitude besteht ausgerechnet zu dem verlässlichen Wert von DRAPER et al. Wir haben hierfür im Moment keine Erklärung.

In Tabelle 2 sind (wie für einige weitere aus der Literatur zitierte Daten) keine Streuungsmaße angegeben.

Die Streuungsmaße der linearen, deskriptiven Statistik lassen sich nicht in gleicher Weise auf Winkelvariable anwenden. Setzt man Normalverteilung der kartesischen Komponenten der Stichprobenvektoren voraus, so ergibt sich als Streuungsmaß eine 3×3 Kovarianzmatrix. Man könnte daran denken, die Eigenwerte dieser Matrix den mittleren kartesischen Komponenten als Streuungsmaße zuzuordnen (BRODY et al., 1969). DRAPER et al. haben bei der Angabe der Standardabweichung für die Komponenten des mittleren $P_{\max}$ -Vektors offenbar die nicht-diagonalen Elemente der Kovarianzmatrix ignoriert. Die Quadrate der dort angegebenen Standardabweichungen sind wesentlich größer als die Diagonalelemente der Kovarianzmatrix der von uns bestimmten $P_{\max}$ -Vektoren.

Autor	Ableitungssystem	Art der Auswertung	$P_{\max}$ - Vektor	
			Magnitude (mV)	Winkel (Grad)
COPELAND et al. (1973)	McFEE	Kart. Koord. Rechnerprogr.	0.12	66
MacFARLANE et al. (1969)	Modified axial system	-	0.15	62
CHOJ und HELM (1967)	FRANK	Vektorschleifen visuell	0.12	65
GILES et al. (1970)	equilaterales tetrahedrales System	Vektorschleifen visuell	0.10	54
SANO et al. (1957)	Duchosal (mod.)	Vektorschleifen visuell	0.095	70.6
DRAPER et al. (1964)	FRANK	Kart. Koord. Rechnerprogr.	0.18 ¹⁾	63
eigene Untersuchung	FRANK	Kugelkoord. Algorithmus Ap	0.102 ¹⁾	63.6

Tabelle 2: Magnitude und Richtung des $P_{\max}$ -Vektors in der Frontalebene bei gesunden Probanden.
 Bezüglich der unterschiedlichen Definitionen für den $P_{\max}$ -Vektor verweisen wir auf den Text.

- ¹⁾ Magnitude des räumlichen Vektors.
 Alle anderen Magnituden gehören zu maximalen Vektoren in der Frontalprojektion.

Um trotzdem einen Eindruck von der Streubreite der $P_{\max}$ -Vektoren zu bekommen, wurde für deren Frontalprojektion ein sogenanntes Rose-Diagramm (Abb.12) gezeichnet. Zur Nützlichkeit von Rose-Diagrammen schreibt BRODDA (1975):

"Richtungsabhängige Häufigkeitsverteilungen sollten auch aus Gründen der Anschaulichkeit in Form von zirkulären Histogrammen dargestellt werden. In Anlehnung an das lineare Histogramm kann man auf der Peripherie eines Einheitskreises in der der gerade vorliegenden entsprechenden Richtung Säulen zeichnen, deren Fläche der entsprechenden Häufigkeit proportional ist ... Von noch größerer Anschaulichkeit sind die sogenannten Rose-Diagramme. Hierfür werden entsprechend der vorliegenden Richtungsklasse Kreissektoren mit gemeinsamem Ursprung konstruiert." Wenn man dabei als Radien die Quadrate der beobachteten Häufigkeiten wählt, so sind die Flächeninhalte der Kreissektoren den Häufigkeiten proportional.

Wie auch aus dem Azimuth $\varphi = 63.9^\circ$ des mittleren $P_{\max}$ -Vektors hervorgeht, liegt nach Abb. 12 die größte Anzahl der $P_{\max}$ -Vektoren im rechten unteren Quadranten der Frontalebene. Die wenigen Vektoren, die in andere Richtungen zeigen, lassen sich zwanglos aus $P\varphi$ -Konfigurationen ähnlich zu denen in den Abb. 11.2 und 11.4 ableiten.

Da für 484 vom Algorithmus gefundene P-Wellen die maximale Magnitude der P-Welle zwischen t_A und t_E lag und da andererseits die vorstehende Diskussion trotz der dabei aufgetretenen methodischen Schwierigkeiten gezeigt hat, daß die für unsere Stichprobe ermittelten Werte für den mittleren Vektor $P_{\max}$ in hinreichender Übereinstimmung mit den Literaturdaten stehen, können wir sicher sein, daß der Algorithmus in diesen Fällen tatsächlich die P-Welle gefunden hat.

Wann wir uns nun dem T_A -Vektor zuwenden, so wird in besonderem Maße deutlich werden, wie verschieden operationale Definition für ein- und dasselbe zu messende Merkmal sein können. Und doch gelangen die verschiedenen Verfahren

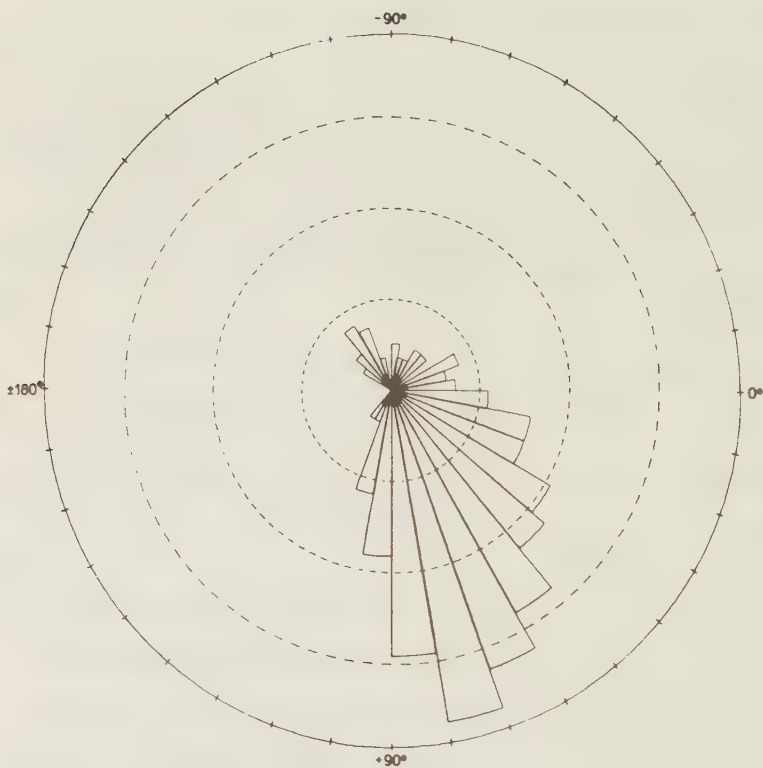


Abb. 12:

Rose-Diagramm für die Richtungen der Frontalprojektion von $P_{\max}$ bei 492 untersuchten Egs.

Klassenbreite 10 Grad

Häufigkeiten für innere Kreise (von innen nach außen):

1. $H = 0,0152$

2. $H = 0,0612$

3. $H = 0,1380$

zu so gut übereinstimmenden Meßergebnissen, daß ein Vergleich mit den von uns ermittelten T_A -Daten sinnvoll erscheint.

Als T_A -Vektor wird in der Literatur derjenige Vektor bezeichnet, der das Ende der P-Welle festlegt. Dieser Vektor wurde im Rahmen der visuellen Auswertung von Vektorschleifen eingeführt, nachdem sich gezeigt hatte, daß die einsetzende Repolarisation der Vorhöfe eine Rückkehr der P-Schleife zum isoelektrischen Punkt verhindert und so die Schleife "offen" bleibt: Als Maß für die Öffnung kann der T_A -Vektor dienen. SANO et al. (1957) bestimmen als T_A den Vektor, der vom isoelektrischen Punkt zum offenen Ende der Schleife führt und erklären dazu:

"... two measurements were made ... (2) maximum length, which includes the open end of the loop, corresponding to T_A displacement of the ecg." Nach diesen Autoren streuen die Winkelwerte der T_A -Vektoren von gesunden Probanden sowohl für die Frontal- als auch für die Linkssagittal-Ebene um -90° , was bedeutet, daß die Vektoren in einem Kegel um die negative Y-Achse streuen (anatomisch oben).

GILES et al. (1970) definieren den T_A -Vektor wie folgt: The T_A -vector "... is the vector between the isopotential point and the junction of the junction of the P-wave with the T_A -wave." Als Mittelwerte für Magnitude und Winkel teilen diese Autoren mit: 0.03 mV, -114° für die Frontalebene und 0.03 mV, -75° für die Linkssagittalebene. Dieser T_A -Vektor ist anatomisch nach oben, hinten, rechts gerichtet.

GILES et al. und SANO et al. haben in ihren Definitionen keine Kriterien angegeben, nach denen das Schleifenende festgelegt werden kann. Für die Daten dieser Autoren gelten in Bezug auf die Ermittlung des T_A -Vektors aus den Schlei-

fenprojektionen und in Bezug auf die Mittelwertberechnung dieselben Einwände wie schon bei den Ausführungen über den maximalen P-Vektor vorgetragen.

COPELAND et al. (1973) geben in ihrer Veröffentlichung selbst keine Definition des T_A -Vektors, beziehen sich jedoch auf BRODY et al. (1969). Dort heißt es zum T_A -Vektor: "A third temporal mark, the dividing point between the end of the P(-wave) and the beginning of T_p (T_A), was calculated as that sample at which the angle between the instantaneous vector and the mean atrial vector, computed cumulatively up to that point, changed from acute to oblique. The physiological basis for such a determination is challengeable since some portions of the atria will have begun to repolarize before depolarization has been completed in the atria as a whole. However, ... this method ... avoids the confusion due to phase differences between the respective base-line crossings of P in individual scalar leads ..." Daß BRODY besonders in Bezug auf die letzte Bemerkung zuzustimmen ist, wird die Diskussion über einige Schwierigkeiten, die das Verfahren der Arbeitsgruppe von PIPBERGER bei der Suche des P-Wellen-Endes in den skalaren Ableitungen hat, im nächsten Abschnitt zeigen. (Leider haben DRAPER et al. (1964), die dieser Arbeitsgruppe angehören, keine Daten für den T_A -Vektor mitgeteilt.)

COPELAND et al. (1973) geben für Magnitude und Winkel des mittleren T_A -Vektor folgende Werte an: 0.04 mV, -110° (Frontalebene); 0.04 mV, -118° (Rechtssagittalebene). T_A ist auch hier anatomisch nach oben, rechts gerichtet.

Nach CHOU und HELM (1967) wird als T_A der Vektor zwischen Anfang und Ende der (räumlichen) P-Schleife bezeichnet. Wie bei der Besprechung des P_A -Vektors klar werden wird, müssen wir diese Definition ablehnen.

Wir definieren den T_A -Vektor als den zum Zeitpunkt t_E vorliegenden Herzvektor, wobei t_E den vom Algorithmus Ap ermittelten Endpunkt der $P\varphi$ -Konfiguration darstellt. Sollte der so ermittelte T_A -Vektor mit den angegebenen Literaturdaten hinreichend übereinstimmen, so können wir Ap als valide zur Festlegung des P-Wellen-Endes betrachten. Zunächst soll jedoch die zeitliche Lage von T_A plausibel gemacht werden: T_A tritt mit Sicherheit zeitlich später auf als $P_{\max}$;

T_A liegt zeitlich niemals vor einem gut erkennbaren Ende der P-Welle in der Magnitudenkurve oder in den skalaren Ableitungen (eher etwas später); t_E ist der Zeitpunkt nach dem letzten längeren, monotonen Abfall des Winkels φ , wobei (in der Regel) φ das Vorzeichen wechselt (siehe Abb. 5 und 7, aber auch Abb. 11-2, 11-3). Letzteres bedeutet, der Herzvektor verläuft anatomisch von unten nach oben. Unmittelbar nach t_E beginnt φ unregelmäßig zu oszillieren, die gleichzeitig in der Magnitudenkurve vorhandenen Signale liegen in der Größenordnung der während der Diastolenzeit auftretenden Störsignale (siehe ebenfalls die oben zitierten Abbildungen). Das bedeutet; $f(t_E) = T_A$ ist der späteste Herzvektor nach $P_{\max}$, der noch von den Störvektoren, die während der PQ-Zeit auftreten, mit Sicherheit zu unterscheiden ist. Die Betrachtung zeigt, daß Ap zumindest heuristisch valide ist.

Das Rose-Diagramm Abb. 13 stellt die Richtungshäufigkeiten der Frontalprojektion (Winkel φ) der gefundenen T_A -Vektoren bei einer Klasseneinteilung von 10° dar. Man sieht, daß hier eine wesentlich größere Streuung als bei der entsprechenden Darstellung des $P_{\max}$ -Vektors vorliegt. T_A -Vektoren mit positivem Winkel φ gehören zu einer $P\varphi$ -Konfiguration wie sie als Beispiel in Abb. 11-4 gezeigt ist.

Die gute Validität von Ap bei der Erkennung des P-Wellen-Endes zeigt der Vergleich mit den oben genannten T_A -Daten: Für unsere Stichprobe ermittelte Ap einen mittleren T_A -Vektor mit $M = 0.032 \text{ mV}$, $\varphi = -109.5^\circ$ und $\vartheta = 44.8^\circ$. Zur Abschätzung der (externen) Reliabilität von Ap sind die vorliegenden Literaturdaten aus den schon mehrfach genannten Gründen nicht geeignet. Es darf aber angeführt werden, daß die Hauptachsenrichtungen der für die gefundenen T_A -Vek-

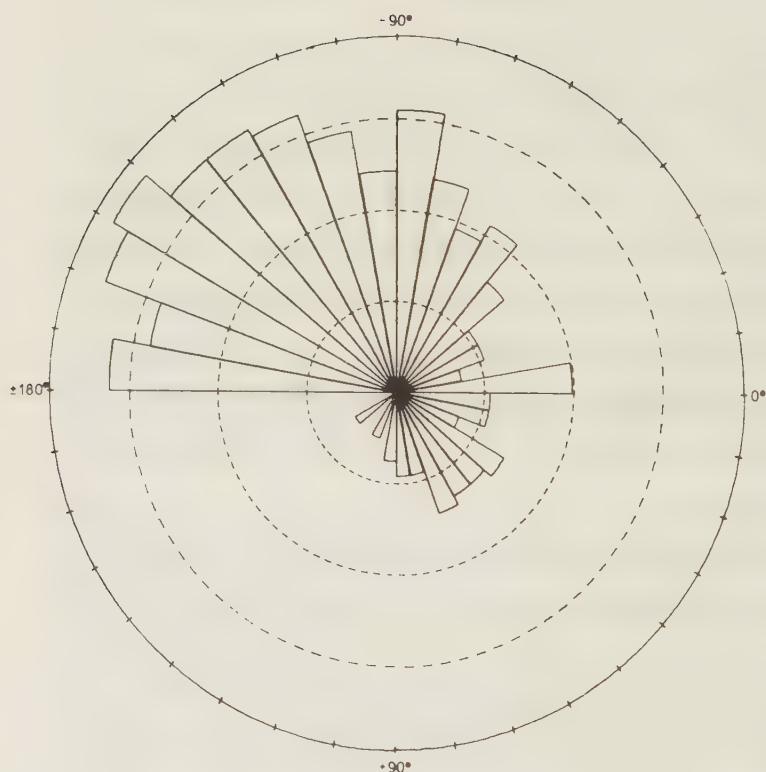


Abb. 13:

Rose-Diagramm für die Richtungen der Frontalprojektion des P_A -Vektors bei 492 untersuchten Ekgs.

Klassenbreite 10 Grad

Häufigkeiten für innere Kreise (von innen nach außen):

1. $H = 0,0072$

2. $H = 0,0292$

3. $H = 0,0660$

toren berechneten Korrelationsellipsoide außerordentlich gut mit denen von BRODY et al. (1969) angegebenen übereinstimmen (BRODDA, pers. Mitteilung). Man kann daher mit einiger Vorsicht annehmen, daß A_p die physiologische Varianz der T_A -Vektoren zumindest nicht stark verfälscht.

Es ist unmittelbar klar, daß die Reliabilität von A_p auch abhängt von der zeitlichen Auflösung des Ekg bei der Analog-Digital-Umsetzung. Die Reliabilität ließe sich bei Erhöhung der Abtastfrequenz (in unserem Fall 400 Hz = 2.5 msec Abstand der Digitalisierungspunkte) vielleicht verbessern. Andererseits würde der Rechenaufwand zur Durchführung von A_p stark ansteigen. Untersuchungen hierzu stehen noch aus.

Schließlich besprechen wir den Vektor $\vec{f}(t_A) = P_A$. Es mag den Kardiologen verwundern, daß entgegen der klassischen Auffassung und z.T. entgegen den oben zitierten Definitionen für den T_A -Vektor die von A_p gefundenen P-Schleifen nicht mit dem Vektor $\vec{f}(t_A) = (0,0,0)$ (isoelektrischer Punkt) beginnen (siehe auch Abb. 3b, insbesondere die P-Schleife in der Horizontalebene). Da Ekg-Signale immer gestörte Signale sind, liegen auch in der Diastolenzeit - also während einer Zeit, in der die elektrische Aktivität des Herzens gleich Null ist - "Herzvektoren" in Form räumlich isotrop verteilter Störvektoren vor: Magnituden- und Winkelwerte sind somit im allgemeinen nicht Null bzw. unbestimmt. Der Algorithmus A_p findet nun als Beginn der räumlichen P-Schleife jenen Vektor, der sich als erster im Verlauf des Ekg aus dem Untergrund der Störvektoren erkennbar hebt und damit anzeigt, daß die elektrische Aktivität des Herzens einsetzt. Es wird damit nicht behauptet, die Erregung der Vorhöfe würde nicht schon vorher

beginnen; nur werden sich kaum Verfahren angeben lassen, die aus dem Ekg den "wirklichen" Beginn der Vorhoferregung erkennen können.

Zur Sicherung von P_A als frühestem Vektor der P-Schleife gelten ähnliche Argumente wie für T_A vorgetragen: P_A tritt mit Sicherheit früher auf als P_{max} ; die Winkel φ oszillieren unregelmäßig bis zum Zeitpunkt t_A ; danach erfährt der Herzvektor eine Ausrichtung nach anatomisch unten, die - wie in Abschnitt III. diskutiert - den initialen Teil der P-Schleife kennzeichnet.

Daß es sich hierbei tatsächlich schon um einen der elektrischen Herzaktivität entsprechenden Vektor handelt, ergibt sich auch aus dem Rose-Diagramm Abb. 14, in dem Richtungshäufigkeiten der Frontalprojektion von P_A bei einer Klasseneinteilung von 10° gezeigt sind. Es liegt deutlich eine Vorzugsrichtung nach anatomisch oben rechts (und infolge der Elevationswerte nach hinten) vor, wenn auch die Streuung etwas größer als für die entsprechende Darstellung des T_A -Vektors ist. Der mittlere P_A -Vektor unserer Stichprobe hat die Koordinaten $M = 0.012 \text{ mV}$, $\varphi = -115.6^\circ$, $\vartheta = 69.2^\circ$. Die Magnitude ist daher nur etwas mehr als doppelt so groß als die mittleren Stör-Amplituden in der Magnitudenkurve während der Diastolenzeit (0.05 mV).

Der P_A -Vektor kann zur Charakterisierung des initialen Teils der P-Schleife dienen. Andererseits gibt der P_A -Vektor Aufschluß über die Fähigkeit eines Verfahrens, zur Erkennung der P-Welle zwischen Stör- und "wirklich" vorliegenden P-Vektoren zu unterscheiden. Leider sind diesbezüglich keine Vergleiche mit Literaturdaten möglich.

Die bei der Besprechung des T_A -Vektors erwähnte Beziehung zwischen Reliabilität und Digitalisierungsfrequenz gilt für den P_A -Vektor analog. Aus den Ausführungen

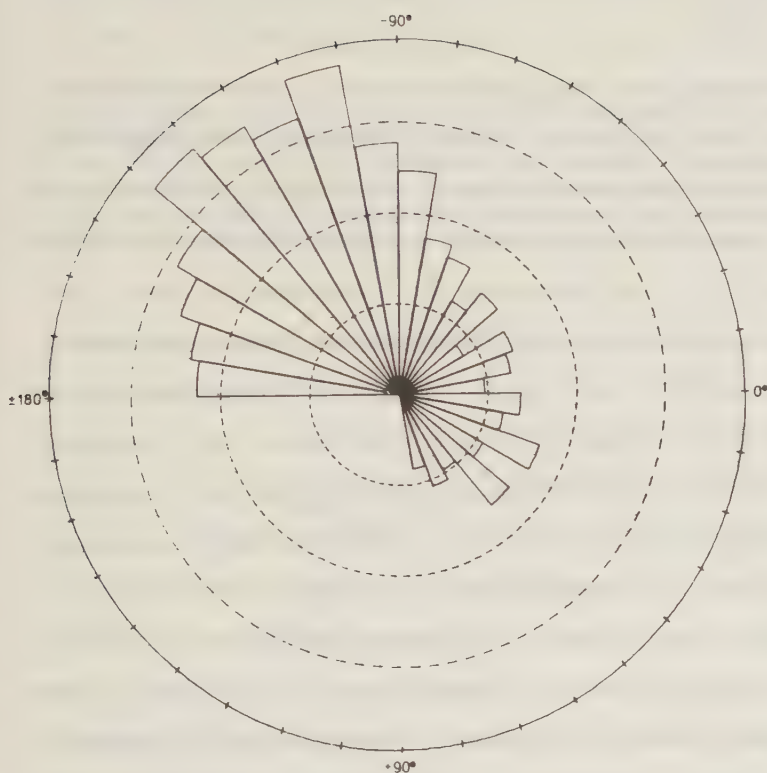


Abb. 14:

Rose-Diagramm für die Richtungen der Frontalprojektion des T_A -Vektors bei 490 untersuchten Ekgs.

Klassenbreite 10 Grad.

Häufigkeiten für innere Kreise (von innen nach außen)

1. $H = 0,0088$

2. $H = 0,0348$

3. $H = 0,0784$

ist auch unmittelbar klar, daß wir den T_A -Vektor nicht als $T_A = f(t_E) - f(t_A)$ definieren können.

Die Vektoren P_A und T_A hängen in starkem Maße von der Korrektur der Basislinie ab. Nicht gleichphasige Schwankungen der Basislinien in den skalaren Ableitungen haben besonders dann auf die $P\varphi$ -Konfiguration Einfluß, wenn deren Schwingungsdauer in die Nähe der P-Wellen-Dauer fällt. Eine weitergehende Diskussion der Reliabilität von Ap hätte sich daher mit dem Zusammenhang zwischen den Eigenschaften der angewendeten Basislinienkorrektur und den aus Ap resultierenden Zeiten t_A und t_E zu befassen. Untersuchungen hierzu stehen z. Zt. noch aus.

Wenn aufgrund fehlender oder unsicherer Literaturdaten die Reliabilität von Ap bisher nur am Rande diskutiert werden konnte, so gibt die vergleichende Betrachtung der von Ap ermittelten Zeiten näheren Aufschluß über dessen Reliabilität. Es handelt sich um das Zeitintervall von t_A bis QRS_{max} und das Zeitintervall von t_E bis QRS_{max} sowie um die P-Dauer $t_A - t_E$. Wir berechneten die entsprechenden Mittelwerte und Standardabweichungen für diejenigen 484 Ekgs, bei denen mit Hilfe des Algorithmus Ap t_A und t_E festgelegt werden konnte. Diese in Tabelle 4 zusammengestellten Daten lassen sich nur mit solchen Verfahren vergleichen, die auf den konventionellen Ableitungen oder auf den kartesischen Koordinaten beruhen, da bei der Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Herzvektors durch eine Vektorschleife direkt keine Auskunft über zeitliche herzphysiologische Vorgänge zu erlangen ist. Wir müssen uns zudem auf einen Vergleich der P-Dauer beschränken, obwohl üblicherweise in der Literatur noch das P-R-Intervall (Zeitraum zwischen dem Beginn der P-Welle und dem Beginn des QRS-Komplexes) und das P-R-Segment (Zeitraum zwischen dem Ende der P-Welle und dem Beginn des QRS-Komplexes) angegeben werden. Dabei gehen jedoch methodische Unterschiede bei der

Bestimmung des Anfangs des QRS-Komplexes in größerem Maße in die Ergebnisse der erwähnten Zeitintervalle ein, als wenn der einfacher zu findende maximale QRS-Vektor als Zeitbezugspunkt gewählt wird. Aus diesem Grunde beziehen wir unsere entsprechenden Zeitangaben auf QRS_{max} . Ein Literaturvergleich ist dann allerdings nur mit der P-Dauer möglich.

Bei der Auswahl der dazu in Tabelle 4 zitierten Arbeiten wurde darauf geachtet, daß für Untersuchungen der P-Welle, die auf konventionellen Ableitungen beruhen, entweder ein großes Kollektiv herangezogen (HISS et al., 1960) oder besondere Sorgfalt bei der Datenaufbereitung angewandt wurde (z.B. vergrößerten CACERES und KELSER (1959) die P-Welle um das 10-fache vor deren Ausmessung; BRODY et al. (1967b) bearbeiteten die registrierten Ekg's mit einem Averaging- und Filterverfahren). Die Rechnerprogramme, die auf den kartesischen Koordinaten operieren, enthalten alle Verfahren, die eine Reduzierung des Störpegels bewirken und dadurch zu einer größeren Genauigkeit beitragen.

Es zeigt sich, daß mit Ausnahme des mit dem Rechnerprogramm nach PIPBERGER (1971) erzielten Mittelwertes für die P-Dauer alle Autoren für die P-Dauer einen Mittelwert um 100 msec angeben. Soweit Standardabweichungen mitgeteilt werden, sind diese alle kleiner als die von uns ermittelten. Da jedoch die mit dem Pipbergerschen Verfahren errechnete P-Dauer bei denselben Probanden ebenfalls eine Standardabweichung in unserer Größenordnung aufweist und die von der Arbeitsgruppe um PIPBERGER früher veröffentlichten Werte (DRAPER et al., 1964) demgegenüber kleiner sind, können wir diese Differenz nur auf die Auswahl unserer Probanden zurückführen und müssen sie nicht einer minderen Genauigkeit des Algorithmus A_p anlasten.

	Anzahl	Mittelwert	Standardabweichung
Zeitintervall			
P-Anfang → maximal. QRS-Vektor	484	198.6 msec	± 23.8
Zeitintervall			
P-Ende → maximal. QRS-Vektor	484	96.6 msec	± 20.4
Dauer der P-Welle $t_A - t_E$	484	102.0 msec	± 25.3

Tabelle 3: Ermittelte Werte für die Zeitbeziehungen der P-Welle
 [in msec] von 484 Ekgs.

Autor	Ableitungs- system	Art der Auswertung	Dauer der P-Welle (msec)	
			Mittelwert	Standardabweichung
CACERES und KELSER (1959)	konventionell (Standardableit.)	visuell	101	
HISS et al. (1960)	konventionell (Standardableit.)	visuell	um 110	
GROSS (1961)	konventionell (Ableitung II)	visuell	95	± 15
BRODY et al. (1967b)	konventionell (Ableitung I, II, III)	visuell unter Zuhilfenahme eines Rechnerprogramms	99,4	$\pm 12,5$
DRAPER et al. (1964)	FRANK	kartesische Koordin. Rechnerprogramm	102	± 16
COPELAND et al. (1973)	McFee	kartesische Koordinat. Rechnerprogramm	94	75 118 Konfidenzintervall für $p = 0,05$ $\pm 22,5$
PIPBERGER ¹⁾ (1971)	FRANK	kartesische Koordinat. Rechnerprogramm	125,9	
eigene ¹⁾ Untersuchung	FRANK	Kugelkoordinaten Algorithmus A_p	102	$\pm 25,3$

Tabelle 4: Dauer der P-Welle bei gesunden Probanden¹⁾

Die P-Wellen-Daten wurden mit einem Rechnerprogramm nach PIPBERGER (1971) von denselben Probanden wie bei uns ermittelt. Die Ergebnisse wurden auf dem II. Internationalen Kongreß für Vektorkardiographie, Yerevan 1973 vorgetragen (BRODDA et al., 1973)

Somit erfahren unsere Ergebnisse für die P-Dauer eine Bestätigung durch die Literaturbefunde. Der Algorithmus A_p findet mit der auch in der Literatur angegebenen Genauigkeit Anfang und Ende der P-Welle, wobei die $P\varphi$ -Konfiguration im Mittel in ihrer zeitlichen Länge mit den in der Literatur festgestellten P-Dauern übereinstimmt.

3.2. Vergleich mit weiteren Verfahren zur P-Wellen-Erkennung

Zur Erkennung der P-Welle im korrigierten, orthogonalen Ekg sind u.a. die Verfahren nach NOMURA et al. (1966), ARVEDSON (1968), PRYOR et al. (1969) MacFARLANE (1971), BONNER et al. (1972) und der Arbeitsgruppe PIPBERGER (STALLMANN und PIPBERGER, 1961; DRAPER et al. 1964; PIPBERGER, 1971) zu nennen. Diese Verfahren operieren ausnahmslos auf den X, Y, Z-Ableitungen. Außer für das PIPBERGER-Verfahren waren in den genannten Literaturziten keine näheren Hinweise auf die Leistungsfähigkeit der betreffenden Verfahren bezüglich der P-Welle enthalten. Das PIPBERGER-Verfahren stand uns in Form eines Rechner-Programms zur Verfügung.⁺⁾ Dieses Programm definiert im Prinzip den P-Wellen-Beginn als den frühesten Anfang der P-Welle in einer der drei Ableitungen. Entsprechend wird das P-Wellen-Ende als spätestes Ende der P-Wellen in den Ableitungen gefunden.

Als weiteres Vergleichsverfahren wurde die visuelle Erkennung von Anfang und Ende der P-Welle ("Handauswertung") benutzt. Wie die Tabellen 2 und 4 zeigen, ist die Handauswertung ein valides Verfahren zur Erkennung von t_A und t_E .

^{+) Wir danken dem Institut für Medizinische Statistik und Dokumentation der Universität Mainz für die Auswertung mit Hilfe dieses Programms.}

Handauswertungen von wenigstens annähernd normalen Ekg-Bildern sind zwar genügend valide und reliabel; doch ist zur Erzielung statistisch gesicherter Ergebnisse der Personal- bzw. Kostenaufwand recht groß. Zudem wird sich bei komplizierteren Ekg-Konfigurationen mangelnde intersubjektive Beurteilungskriterien einstellen, weil die Handauswertung häufig nicht explizierte Beurteilungskriterien benutzt. Streng genommen benutzt jeder "Handauswerter" ein eigenes Verfahren, das als nicht-definiert (und adaptiv) gekennzeichnet werden kann. Die oben angeführte interne Reliabilität ist daher nicht maximal.

Um die so entstehenden Fehler für den Verfahrensvergleich klein zu halten, wurde die Handauswertung nur von einer Person (in Unkenntnis der von Ap oder vom PIPBERGER-Verfahren gelieferten Resultate) vorgenommen. Um die interne Fehlervarianz der Handauswertung wenigstens roh zu überprüfen, wurden in einem Abstand von einem halben Jahr an der gleichen Stichprobe von dem gleichen Auswerter t_A und t_E aus der $P\varphi$ -Konfiguration bestimmt. Von insgesamt 156 Items erwiesen sich nur 10 mit Differenzen von 2,5 oder 5 msec als unterschiedlich. Wir können daher in diesem Fall auch für die Handauswertung die untere Fehlervarianz als klein gegen die im Eingangssignal vorhandene Fehlervarianz ansehen.

Das PIPBERGER-Verfahren, der Algorithmus Ap und die Handauswertung wurden auf eine Stichprobe von 78 Ekg, erhoben von 16 Probanden, angewendet. Die Verfahren wurden paarweise verglichen, Mittelwerte für die Zeiten t_A bis QRS_{max} und t_E bis QRS_{max} und zugehörige Varianzen und Kovarianzen berechnet. Außerdem wurden paarweise die Differenzen der Resultate der verschiedenen Verfahren gebildet und die dann vorliegenden Varianzen ermittelt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5 aufgeführt, wobei t_A auch als PA und t_E auch als PE bezeichnet sind.

Der Vergleich zwischen dem PIPBERGER-Verfahren (PI) und der Handauswertung (H) zeigt zunächst für die Mittelwerte des P-Wellen-Anfangs (PA) keinen signifikanten Unterschied. Jedoch ist der Korrelationskoeffizient (R) der Resultate aus beiden Verfahren erstaunlich klein, aber doch signifikant (Zufallshöchstwert für R bei 76 Freiheitsgraden und $p = 0,001 : 0,37$). Auch die signifikanten Korrelationskoeffizienten für die weiteren Verfahrensvergleiche sind kleiner als erwartet.

Dieses resultiert weniger aus den weitgehend physiologisch bestimmten großen Varianzen als vielmehr aus den kleinen Kovarianzen.

Der Mittelwertvergleich für den Zeitpunkt t_E des P-Wellen-Endes (relativ zum $QRS_{\max}$ -Zeitpunkt) zwischen den Verfahren PI und H fällt dagegen signifikant aus: Im Vergleich zu H findet das PIPBERGER-Verfahren t_E zu spät (zeitlich näher zu $QRS_{\max}$ hin). Der zugehörige Korrelationskoeffizient ist nicht signifikant (kleine Kovarianz). Eine nachträgliche Inspektion ergab für eine Reihe von Ekgs, daß das Verfahren PI das P-Wellen-Ende tatsächlich hinter dem in der Magnitudenkurve deutlich sichtbaren t_A gefunden hatte.

Wir verglichen nun die Leistungen des hier vorgestellten Algorithmus AP (AP). Der Mittelwertvergleich AP gegen H liefert für t_A (PA) keinen signifikanten Unterschied. Der Korrelationskoeffizient ist nicht signifikant verschieden von dem des Vergleichs (PIPA, HPA), obwohl die Kovarianzen mit 254.6 msec und 160.1 msec recht unterschiedlich ausfallen. Die Varianz ist aber für PIPA wesentlich kleiner als für HPA oder APPA (für die letzteren beiden Verfahren ergibt der Varianztest für abhängige Stichproben ein nicht-signifikantes $t = 0.72$). Man könnte daher zunächst feststellen, die externe Reliabilität des Verfahrens PIPA sei besser. Dagegen läßt sich einwenden, daß dessen Kovarianz mit HPA kleiner ist als die Kovarianz APPA mit HPA, von welchen man annehmen kann, daß sie beide ungefähr gleiche Reliabilität haben. Es ist zu befürchten, die externe Reliabilität von PIPA ist insofern nicht optimal, als die im Eingangssignal vorhandene biologische Varianz unangemessen verkleinert wird.

Betrachten wir nun die von AP ermittelten Daten für PE, so fällt der Mittelwerts-

vergleich mit H nicht signifikant aus. Allerdings liefert AP hier eine größere Varianz als H. Dies liegt hauptsächlich daran, daß relativ viele $P\varphi$ -Konfigurationen ein atypisches Ende besitzen, das bei der Handauswertung noch gut, von AP aber nur fehlerhaft erkannt werden kann. Danach hätte Ap in Bezug auf die Erkennung des P-Wellen-Endes eine kleinere externe Reliabilität als die Handauswertung.

Die in Tabelle 5 weiter aufgeführten Vergleiche (APPA, HPA) und (APPE, HPE) fallen wie nach den obigen Ausführungen erwartet aus: Gute Übereinstimmung für die Suche von P-Anfang bei allerdings kleinerer Kovarianz als zur Handauswertung und großer Unterschied bei der Erkennung des P-Wellen-Endes. Hinzuweisen ist besonders auf die negative Kovarianz und den nicht signifikanten Korrelationskoeffizienten für den Vergleich (APPE, PIPE).

Wir fassen zusammen: Der Vergleich zwischen dem Verfahren nach PIPBERGER bzw. dem Algorithmus Ap und einer Handauswertung derselben Ekg's ergab geringe Leistungsunterschiede der beiden vorgenannten Verfahren bei der Erkennung des P-Wellen-Anfangs. Der Algorithmus zeigt hierfür eine bessere Kovarianz mit der Handauswertung. Dagegen scheint Ap hinsichtlich der Erkennung des P-Wellen-Endes dem PIPBERGER-Verfahren überlegen. Wie in einer früheren Arbeit bereits ausgeführt wurde (BRODDA et al., 1973) folgt für das PIPBERGER-Verfahren aus der zu späten Erkennung des P-Wellen-Endes häufig eine zu große P-Wellen-Dauer (Mittelwert für die P-Dauer bei denselben 449 untersuchten Ekg's: 125.9 msec).

VERFAHREN	MITTELWERTE (MSEC)		VARIANZEN (MSEC)**2		KOVA. (MSEC)	R
PIPA, HPA	205.6	207.5	160.4	351.2	160.1	0.675
PIPE, HPE	71.0	108.0	370.5	224.8	34.5	0.119
APPA, HPA	208.0	207.5	396.2	351.2	254.6	0.683
APPE, HPE	106.7	103.0	430.9	224.8	156.6	0.503
APPA, PIPA	208.0	205.6	396.2	160.4	138.0	0.547
APPE, PIPE	106.7	71.0	430.9	370.5	-20.9	-0.052
PIPA-HPA	-1.9		191.5			
PIPE-HPE	-37.0		526.3			
APPA-HPA	0.5		238.2			
APPE-HPE	-1.3		342.6			

Tabelle 5: Vergleich dreier Verfahren zur Erkennung von P-Wellen-Anfang "t_A hier mit PA bezeichnet", und P-Wellen-Ende "t_E hier mit PE bezeichnet". Handauswertung (H), Verfahren nach PIPBERGER (1971) (PI) und Algorithmus Ap (AP).

KOVA bedeutet Kovarianz, R Korrelationskoeffizient.

In den ersten sechs Zeilen sind die Leistungen der Verfahren hinsichtlich der P-Anfang- und P-Ende-Suche verglichen. Als Zeitbezugspunkt ist der maximale QRS-Vektor gewählt. Für die letzten vier Zeilen sind die Rohwerte durch die gepaarten Differenzen gegeben.

Benutzt wurde jeweils die gleiche Zufallsstichprobe von 78 Ekg von 16 Normalprobanden.

V. SCHLUSSBETRACHTUNG

Zweck der Beurteilung von Elektrokardiogrammen ist es, Störungen des elektrischen Erregungsablaufes am Herzen aufzufinden und damit Aussagen über den Zustand der Herzmuskulatur zu machen. Je besser es dabei gelingt, Anhaltspunkte auch für geringgradige funktionelle Störungen und morphologische Veränderungen der Herzmuskulatur zu gewinnen, desto wirkungsvoller werden entsprechend frühzeitig einleitbare therapeutische Maßnahmen sein. Voraussetzung gerade für eine Abgrenzung geringfügiger pathologischer Veränderungen im Ekg ist das Vorliegen eines Parametersatzes, mit Hilfe dessen die aus dem elektrischen Erregungsablauf am Herzen herrührenden Ekg-Charakteristika bei herzgesunden Probanden hinreichend verlässlich und genau erfaßt werden.

Wir haben im vorhergehenden Abschnitt den Algorithmus Ap zur Erkennung von Anfang und Ende der P-Welle bei herzgesunden Probanden vorgestellt und dessen Validität und Reliabilität bezüglich der Identifikation der im Kugelkoordinatensystem dargestellten P-Welle durch die Überlegungen zum T_A - und P_A -Vektor sowie durch die vergleichende Betrachtung der von Ap ermittelten Zeiten und durch die Einbeziehung zweier anderer Verfahren zur Festlegung der P-Welle diskutiert. Dabei wiesen wir mehrmals auf Fragestellungen hin, deren Bearbeitung eventuell zu einer Verbesserung der Leistungsfähigkeit des Algorithmus Ap führen würde. Will man nach der Untersuchung der P-Welle beim Herzgesunden dem Ziel der (Früh-)Erkennung pathologischer Veränderungen näher kommen, so sind noch einige - über den Rahmen dieser Arbeit hinausgehende - Probleme der Datengewinnung und Datenaufbereitung sowie des Ablaufs von Ap zu lösen.

Wir erwähnten z.B. eingangs die aus der Literatur bekannten physiologischen inter- und intraindividuellen Variabilitäten, die im ersten Fall u.a. auf die unterschiedliche Größe und anatomische Lage der Vorhöfe sowie auf unterschiedliche Thoraxkonfigurationen, im letzten Fall vor allem auf Einflüsse des Sympathikus oder unterschiedlicher Atemlagen bei der Ekg-Registrierung zurückgeführt werden können. Da uns von jedem Probanden nur maximal acht elektrische Herzaktionen zur Verfügung standen, konnten wir den Einfluß dieser Variabilitäten auf die Gestalt der $P\varphi$ -Konfiguration nicht genügend untersuchen. Eine kontinuierliche Registrierung der elektrischen Herzaktionen eines Probanden über einen längeren Zeitraum unter Berücksichtigung etwa der Herzfrequenz oder der Atemlage würde das Untersuchungsmaterial liefern, anhand dessen die $P\varphi$ -Konfigurationsmuster noch allgemeiner physiologisch begründet und z.B. mit Hilfe einer Faktorenanalyse genauer auf ihre Strukturmerkmale hin untersucht werden könnten. Die dabei erzielten Ergebnisse würden es dann ermöglichen, die auftretenden intraindividuellen Varianzen aufzugliedern und gegebenenfalls Auswahlkriterien für die mit Hilfe von A_p auszuwertenden P-Wellen anzugeben sowie den Algorithmus besser den verschiedenen Konfigurationsklassen anzupassen. Entsprechend könnte der Einfluß von Alter, Thoraxkonfiguration oder Vorhofgröße auf die $P\varphi$ -Konfiguration abgeschätzt werden.

Weiter sprachen wir über eine mögliche Verbesserung der Reliabilität von A_p durch eine Erhöhung der Digitalisierungsfrequenz bei der Analog-Digital-Umwandlung. Mit der von uns verwendeten Digitalisierungsfrequenz von 400 Hz stehen von dem Originalsignal alle Amplituden von Fourier-Frequenzen bis 200 Hz ohne Informationsverlust zur Verfügung. Zur Erfassung höherfrequenter Anteile

sind höhere Umwandlungsfrequenzen erforderlich. Wenn wir nun davon ausgehen, daß nur in einem vollständig erfaßten Originalsignal alle Information enthalten ist und daher nur dann Anfang und Ende der $P\varphi$ -Konfiguration genau abgebildet werden, so sollte noch nach jener Umwandlungsfrequenz über 400 Hz gesucht werden, die die bestmögliche Festlegung der Grenzen der P-Welle erlaubt, ohne daß gleichzeitig der Rechenaufwand allzusehr ansteigt.

Auf ein weiteres Problem der Datenaufbereitung wiesen wir bei der Diskussion der Reliabilität von A_p hin. Während wir für die von uns angegebene Glättungsmethode zur Eliminierung hochfrequenter Störungsanteile sichern konnten, daß Anfang und Ende der $P\varphi$ -Konfiguration dadurch nur unwesentlich verschoben werden, stehen die genauen Untersuchungen der Eigenschaften des Verfahrens zur Korrektur der Basislinie noch aus. Insbesondere muß der Einfluß nicht gleichphasiger Schwankungen der Basislinie auf die $P\varphi$ -Konfiguration noch näher überprüft werden. Auch wollen wir untersuchen, ob nicht durch die Verwendung unterschiedlicher Filterprozeduren für die einzelnen Zeitabschnitte der P-Welle eine Verbesserung der Reliabilität von A_p ohne Erhöhung des Rechenaufwandes möglich ist.

Gelingt es u.a. mit Hilfe der skizzierten Untersuchungen, die Datengewinnung und Datenaufbereitung zu optimieren, so soll anschließend eine Überprüfung der in A_p verwendeten Kriterien zur Festlegung von Anfang und Ende der P-Welle anhand der Analyse von P-Wellen bei herzkranken Probanden mit gesicherten pathologischen P-Wellen-Veränderungen und unter Einbeziehung von Herzrhythmusstörungen stattfinden. Die bereits angestellte Überlegung zum $P_{\text{kt}P_{\text{max}}}$ -Kriterium zeigt, daß einige der in A_p verwendeten Kriterien dann modifiziert

werden müssen. Dies gilt vor allem, wenn AV-Überleitungsstörungen II. und III. Grades, Vorhofflattern- und -flimmern oder eine retrograde Vorhoferregung auftreten, also in solchen Fällen, in denen die feste Zeitbeziehung zwischen QRS_{max} und P_{max} stark verändert oder nicht mehr vorhanden ist. Was die pathologischen P-Wellen-Veränderungen betrifft, die z.B. durch eine Vorhofmuskulhypertrophie hervorgerufen werden, so ist etwa bei einer Hypertrophie des linken Vorhofs aufgrund dessen anatomischer Lage eine Ausrichtung der P-Schleife nach anatomisch hinten zu erwarten. Dem kann insofern Rechnung getragen werden, als auch die P_{β} -Konfiguration in die Überprüfung und Ermittlung weiterer Kriterien zur Festlegung von Anfang und Ende der P-Welle einbezogen werden sollte. Im Zusammenhang mit einer möglichen isolierten Hypertrophie des rechten Vorhofs wird man auch der Frage Aufmerksamkeit zu schenken haben, ob eine Abtrennung der Anteile jedes Vorhofs an den registrierten elektrischen Potentialen möglich ist.

Schließlich wollen wir auch darauf verweisen, welche methodischen Schwierigkeiten bei der Interpretation der Literaturergebnisse auftraten. Es mangelt noch an einem ausreichenden, methodisch gut abgesicherten und in der Literatur allgemein gebräuchlichen Satz von Kenndaten der P-Welle. Dort, wo Definitionen für einzelne Größen angegeben werden, sind sie für ein- und dasselbe zu messende Merkmal z.T. so unterschiedlich, daß die ermittelten Ergebnisse kaum miteinander vergleichbar sind. Zudem weichen die Methoden der deskriptiv-statistischen Beschreibung der gewonnenen Daten bei verschiedenen Autoren stark voneinander ab. Unter diesen Voraussetzungen ist eine Abschätzung der (externen) Reliabilität eines Algorithmus nur schwer möglich. Deshalb sollen bei

der Weiterentwicklung des Algorithmus A_p gerade auch Überlegungen zu methodischen Problemen bei der Berechnung von Kenndaten der P-Welle und zu der Darstellung von Ekg-Größen einen breiten Raum einnehmen.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Es wird auf die noch heute bestehenden Schwierigkeiten der P-Wellen-Identifikation hingewiesen, die Anlaß gaben, einen Algorithmus zur Erkennung der P-Welle im orthogonalen Elektrokardiogramm zu entwickeln.

Als geeignetes Ableitungssystem erweisen sich die korrigierten orthogonalen Ableitungen, als Darstellungssystem empfiehlt sich das Kugelkoordinatensystem. Hierin ist der Herzvektor durch seine Magnitude M sowie durch die Winkel Azimuth φ und Elevation ϑ gekennzeichnet. Die P-Welle ist zu erkennen an einer langsamen und relativ geringen Zu- und Abnahme der Magnitude, an einem raschen Anstieg des Azimuth-Winkels, an den sich ein Verlauf dieses Winkels oberhalb der 0° -Linie und ein rascher Abstieg anschließt ($P\varphi$ -Konfiguration) und an einer Folge von Elevationswerten, die um 90° Grad variieren. Diese Konfiguration ist auch dann vorhanden, wenn in der Magnitudenkurve (Ekg von herzgesunden Probanden) keine P-Welle erkennbar ist. Die $P\varphi$ -Konfiguration ist weniger empfindlich gegen isotrop verteilte Störvektoren als die P-Welle in der Magnitudenkurve. - Es wird gezeigt, daß die $P\varphi$ -Konfiguration gerade jenen kleinsten Parametersatz darstellt, mit Hilfe dessen die Aufgabe der Erkennung von Anfang und Ende der P-Welle zumindest beim normalen Ekg vollständig lösbar ist.

Der dazu entwickelte Algorithmus A_p stellt an die zu bearbeitenden Daten bestimmte Anforderungen, die durch die Auswahl von herzgesunden Probanden, durch die Erzeugung von in digitaler Form vorliegenden Daten und durch die

Anwendung zweier Verfahren zur Reduktion von Störampplituden erfüllt werden. Nach einer Beschreibung des Ablaufes von Ap werden dessen allgemeine Eigenschaften diskutiert, wobei insbesondere interessiert, für welche P φ -Konfigurationsmuster Ap welche eindeutige Lösung bereithält. Es läßt sich feststellen, daß Anfang und Ende der typischen P φ -Konfiguration, die in über 75 % der Ekg's von 91 herzgesunden Probanden vorhanden war, mit Hilfe von Ap beständig und hinreichend genau bestimmt werden. Treten infolge eines ungünstigeren Nutz-Störspannungsverhältnisses "Verfälschungen" der P φ -Konfiguration auf, so werden Anfangs- und Endpunkte mit etwas geringerer Güte oder in seltenen Fällen gar nicht ermittelt.

Genauere Aussagen zur Validität und Reliabilität des Algorithmus Ap in Bezug auf die Erkennung der P-Welle werden vorgenommen anhand eines Vergleichs der von uns ermittelten P-Wellen-Daten mit den in der einschlägigen Literatur angegebenen Werten sowie anhand eines Vergleiches mit einem visuellen Erkennungsverfahren und mit einem Rechnerprogramm, von dem P-Wellen-Werte für dieselbe Stichprobe vorliegen. Dazu werden zunächst Kriterien für Validität und Reliabilität diskutiert und Kenndaten der P-Welle angegeben. Methodische Schwierigkeiten, die bei der Interpretation von Literaturergebnissen durch verschiedene Definitionen und Berechnungsverfahren für ein- und dasselbe zu messende Merkmal entstehen, werden diskutiert. Eigene Vorschläge zur Berechnung und Darstellung des maximalen P-Vektors, des T_A-Vektors und des P_A-Vektors werden angeführt.

Die anschließende Betrachtung der von Ap ermittelten Zeitbeziehungen zeigt für die P-Dauer eine befriedigende Übereinstimmung mit den Literaturbefunden.

Der Vergleich zwischen dem oben genannten Rechnerprogramm bzw. dem Algorithmus Ap und einer Handauswertung derselben Ekgs ergab geringe Leistungsunterschiede der beiden vorgenannten Verfahren bei der Erkennung des P-Wellen-Anfangs. Der Algorithmus zeigt hierfür eine bessere Kovarianz mit der Handauswertung. Dagegen scheint Ap hinsichtlich der Erkennung des P-Wellen-Endes dem Rechnerprogramm überlegen.

Schließlich werden Möglichkeiten der Weiterentwicklung des Algorithmus Ap angegeben.

LITERATURVERZEICHNIS

ABILDSKOV, J., INGERSON, W., HISEY, B.:

A linear time scale for spatial vectorcardiographic data.
Circulation, 14, 556 (1956)

ARVEDSON, O.:

Methods for data acquisition and evaluation of electrocardiograms and vectorcardiograms with the digital computer.
Umea 1968

AMERICAN HEART ASSOCIATION

Recommendations for standardization of leads and of specifications for instruments in electrocardiography and vectorcardiography.
Circulation, 35, 583 (1967)

BONNER, R.E., CREVASSE, L., FERRER, M.I., GREENFIELD, J.C.:

A new computer program for analysis of scalar electrocardiogram.
Computers and Biomedical Research, 5, 629 (1972)

BRODDA, K.:

Deskriptiv statistische Methoden für richtungsabhängige Größen.
EDV in Medizin und Biologie, 1975 (im Druck)

BRODDA, K., MUTSCHLER, W., MENGDEN v., H.-J.:

The identification of p wave of vcg using azimuth.
In: New trends in electrocardiology, Hrsg.: Dolabjan. Yerevan 1973

BRODDA, K., WELLNER, U., MUTSCHLER, W., MENGDEN v., H.-J.:

On using angle patterns of vcgs for wave recognition.
In: Advances in Cardiology 16 (im Druck)

BRODY, D., WOOLSEY, M., ARZBAECHER, C.:

Application of computer techniques to the detection and analysis of spontaneous p-wave variations.
Circulation, 36, 359 (1967 a)

BRODY, D., ARZBAECHER, R., WOOLSEY, M., SATO, T.:

The normal atrial electrocardiogram: Morphologic and quantitative variability in bipolar extremity leads.
American Heart Journal, 74, 4 (1967 b)

BRODY, D., COX, J., McEACHRAN, A.B., GILES, H.H., RUESTA, V.J.:

Spatial parameters and shape factors of the normal atrial vectorcardiogram and its scalar components.

Circulation, 39, 229 (1969)

BURGER, H.C., MILAAN van, J.B.:

Heart vector and leads I.

British Heart Journal, 8, 157 (1946)

BURGER, H.C., MILAAN van, J.B.:

Heart vector and leads II.

British Heart Journal, 9, 154 (1947)

BURGER, H.C., MILAAN van, J.B.:

Heart vector and leads III.

British Heart Journal, 9, 229 (1947)

CACERES, C.:

In: Present status and prospects of electronic data processing in arrhythmias.

In: Symposium on cardiac arrhythmias, 669

Elsinore 1970, Ed.: Sandoe, Flensted-Jensen, Olesen

CACERES, C.A., KELSER, G.A.:

Duration of the normal p-wave.

American Journal of Cardiology, 3, 443 (1959)

CHOU, Te-Chuan, HELM, R.A.:

Clinical vectorcardiography.

New York - London 1967

COPELAND, G.D., McEACHRAN, A.B., SMITH, H.W., BRODY, D.A.:

The McFee-Parungao (axial) vcg in normal subjects.

American Heart Journal, 86, 42 (1973)

DOWER, G., HORN, H., ZIEGLER, W.:

The Polarcardiograph. Terminology and normal findings.

American Heart Journal, 69, 355 (1965)

DRAPER, H., PFEFFER, C., STALLMANN, F., LITTMANN, D., PIPBERGER, H.V.:

The corrected orthogonal electrocardiogram and vectorcardiogram in 510 normal men (FRANK lead system).

Circulation, 30, 853 (1964)

FOWLER, N.O., DONEY, E.R.:

Studies of the p loop of the spatial vectorcardiogram. The normal p loop.
American Heart Journal, 48, 36 (1954)

FRANK, E.:

The image surface of a homogeneous torso.
American Heart Journal, 47, 757 (1954)

FRANK, E.:

An accurate clinically practical system for spatial vectorcardiography.
Circulation, 13, 737 (1956)

GILES, T., QUIROZ, A., SANCHEZ, G., BURCH, G.:

The influence of recording technique on the normal atrial vectorcardiogram.
American Journal of Cardiology, 26, 165 (1970)

GROSS, D.:

Correlation between the shape of the p-wave and the length of the
p-r interval in normal electrocardiograms.
American Heart Journal, 62, 606 (1961)

HAYWOOD, L.J., SILVESTER, R.H.:

Analysis of right and left atrial vectorcardiograms.
Circulation, 33, 577 (1966)

HISS, R.G., LAMB, L.E., ALLEN, M.E.:

Electrocardiographic findings in 67.375 asymptomatic subjects.
X. Normal values.
American Journal of Cardiology, 6, 200 (1960)

MacFARLANE, P.W.:

ECG waveform identification by digital computer.
Cardiovascular Research, 5, 141 (1971)

MENGDEN v., H.-J., BRODDA, K.:

Computeranalyse des korrigierten orthogonalen Kardiogramms I.
Archiv für Kreislaufforschung, 67, 123 (1972)

MEYER, J.:

Vergleichende Untersuchungen an verschiedenen Computer-Programmen zur
Analyse des Elektrokardiogramms.
Deutsche Medizinische Wochenschrift, 97, 552 (1972)

MOORE, A., HARDING, P., DOWER, G.E.:

The polarcardiograph. An analogue computer that provides spherical polar coordinates of the heart vector.

American Heart Journal, 64, 382 (1962)

NOMURA, Y., TAKAKI, Y., TOYAMA, S.:

Automatic measurement of the electrocardiogram by digital computer.

Japan. Circulation Journal, 30, 21 (1966)

PIPBERGER, H.V.:

Die Bedeutung der orthogonalen Elektrokardiographie und Vektorkardiographie für die klinische Kardiologie.

Archiv für Kreislaufforschung, 29, 58 (1958)

PIPBERGER, H.V.:

Automated ecg analysis system.

VA Research Center for Cardiovascular Data Processing. Veterans Administration Hospital Washington, 1971

PRYOR, T.A., RUSSELL, R., BUDKIN, A., PRICE, W.G.:

Electrocardiographic interpretation by computer.

Computers in Biomedical Research, 2, 537 (1969)

RALSTON, A., WILF, H.S.:

Mathematische Methoden für Digitalrechner II.

München-Wien, 1969

SANO, T., HELLERSTEIN, H.K., VAYDA, E.:

P vector in health and disease as studied by the technique of electrical dissection of the vcg.

American Heart Journal, 53, 854 (1957)

SCHMITT, O.H.:

Lead vectors and transfer impedance.

Ann. N.Y. Acad. Sci., 65, 1092 (1957)

STALLMANN, F.W., PIPBERGER, H.V.:

Automatic recognition of electrocardiographic waves by digital computer.

Circulation Research, 9, 1138 (1961)

WELLNER, U., BRODDA, K.:

Sensitivity of vcg parameters to baseline adjustment procedure.

In: Advances in Cardiology 16 (im Druck)

Diese Arbeit wurde im Physiologischen Institut der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz (Geschäftsführender Direktor Prof. Dr. Dr. G. THEWS) in der Abteilung für Biophysik erstellt.

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. O. HARTH für seine mannigfache Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit.

Herr Dr. K. BRODDA hat mich in das naturwissenschaftliche Denken eingeführt. Seine Erläuterungen zu Problemen der Biosignalverarbeitung, seine Einführung in die medizinische Datenverarbeitung und seine Anleitung bei der Lösung mathematischer und statistischer Fragestellungen haben mir über den Rahmen dieser Arbeit hinausgehende Erkenntnisse und Erfahrungen verschafft. Ich bin ihm deshalb zu größtem Dank verpflichtet.

In ähnlicher Weise hat auch Herr U. WELLNER zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Frau G. GÜNTHER danke ich für die Mühe, die sie sich bei der Anfertigung der Abbildungen und der Reinschrift dieser Arbeit gegeben hat.

Dem Institut für Medizinische Statistik und Dokumentation der Universität Mainz, insbesondere Herrn Dr. SCHEIDT, danke ich für die zur Verfügung gestellten Daten, für die Berechnungen mit Hilfe des PIPBERGER-Programms und für die Überprüfung der statistischen Berechnungen.

LEBENS LAUF

Am 3.10.1948 wurde ich, Wolf Eberhard Mutschler, als Sohn des Dr. med. Johannes Mutschler und seiner Ehefrau Brigitte, geb. Haake, in Nagold (Schwarzwald) geboren. Meine Kindheit verbrachte ich in Haiterbach (bei Nagold), die Gymnasialzeit in 708 Aalen. Dort legte ich am 14.6.1967 die Reifeprüfung ab.

Nach der Ableistung des verkürzten Grundwehrdienstes begann ich zum Wintersemester 1968 das Studium der Humanmedizin an der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz. Fünf Semester später legte ich das Physikum ab und absolvierte ab dem Sommersemester 1971 das Klinische Studium, das ich am 19.6.1974 mit der Ärztlichen Prüfung abschloß.

Die vorgeschriebene Medizinalassistentenzeit leistete ich vom 1.9.1974 bis 31.8.1975 am Physiologischen Institut der Universität Mainz, an der Chirurgischen Abteilung der Universitätskliniken Mainz und an der Inneren Abteilung des Luisenkrankenhauses in 6145 Lindenfels ab.

Seit dem 3.9.1975 bin ich als Arzt approbiert. Zur Zeit arbeite ich auf der Inneren Abteilung des Luisenkrankenhauses in 6145 Lindenfels.

